



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO IN VITRO DO EFEITO DO ENVELHECIMENTO
ARTIFICIAL COM CHEWING SIMULATOR NA
MICRODUREZA DE VÁRIAS RESINAS BULK FILL APÓS
BRANQUEAMENTO**

Trabalho submetido por

Helena Maria Lopo de Carvalho Félix da Costa

Para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2016



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ESTUDO IN VITRO DO EFEITO DO ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL COM CHEWING SIMULATOR NA MICRODUREZA DE VÁRIAS RESINAS BULK FILL APÓS BRANQUEAMENTO

Trabalho submetido por
Helena Maria Lopo de Carvalho Félix da Costa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professora Doutora Ana Cristina Mano Azul

outubro de 2016

Agradecimentos

À minha orientadora, Professora Doutora Ana Mano Azul, por todo o apoio e disponibilidade que demonstrou ao longo deste trabalho, e por tudo o que me ensinou ao longo da minha formação.

Ao Professor Luís Proença por toda a ajuda, disponibilidade e paciência na execução da análise estatística deste estudo.

Ao Professor Doutor Mário Polido por ter disponibilizado o laboratório, local indispensável à realização deste projeto.

Ao Professor Doutor José João Mendes, ao Instituto e a todos os docentes um muito obrigada pela contribuição que deram para a minha formação e por todos os valores transmitidos ao longo deste 5 anos.

Ao Professor Doutor Pedro Moura, meu professor de Dentisteria I e II, obrigada por me ter transmitido a paixão pela Dentisteria.

Um agradecimento muito especial aos meus pais por serem exemplos de coragem, pelo apoio incondicional, incentivo, amizade e paciência demonstrados, por me ajudarem sempre a superar todos os obstáculos que foram surgindo ao longo deste caminho.

À Beatriz, pelas idas ao laboratório, por estar sempre presente para me esclarecer todas as dúvidas, por toda a ajuda e contribuição dada para este projeto e também pela grande amizade que criámos e que espero que dure para sempre.

À Inês, minha melhor amiga, por estar sempre presente em todos os momentos, nos bons e nos maus, por transformar os maus momentos em bons, por toda a amizade e por toda a força nas fases de desespero e por me ajudar a nunca desistir.

À Marta que esteve sempre ao meu lado durante estes últimos três anos muito obrigada pelo companheirismo e amizade que foram sempre crescendo ao longo deste caminho, obrigada pelo apoio, força, conselhos e paciência para me aturar nos momentos mais difíceis.

A todos os pacientes com quem me cruzei nestes dois anos de Mestrado, um agradecimento muito especial pois sem eles todo o conhecimento que adquiri ao longo destes dois anos não seria possível.

Resumo

Objetivo: Avaliar o efeito do envelhecimento com *Chewing Simulator* de diferentes marcas de resinas *Bulk Fill* na microdureza *Vickers* após branqueamento.

Materiais e Métodos: Estudo *in vitro* onde foram confeccionados 60 discos de resina composta com 2 mm de espessura e 10 mm de diâmetro. Seguidamente os espécimes foram divididos em 2 grupos consoante a marca de resina utilizada para a sua confeção: X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (XF n=30) e Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (FB n=30). Cada grupo de resina foi subdividido em 3 subgrupos (Sg) consoante o tratamento de superfície aplicado (n=10): Subgrupo 1 (Sg1) - Imersão em água destilada durante duas semanas; Subgrupo 2 (Sg2) - Imersão em gel de peróxido de carbamida a 10% durante 2 semanas; Subgrupo 3 (Sg3) - Imersão em gel de peróxido de hidrogénio a 6% durante 2 semanas. Os três subgrupos foram posteriormente sujeitos a medição da microdureza *Vickers* (T1), envelhecimento com *Chewing Simulator* e nova medição da microdureza *Vickers* (T2).

Resultados: As duas resinas apresentaram uma diminuição estatisticamente significativa na sua microdureza quando submetidas a branqueamento ($p<0,001$) ou envelhecimento (XF: $p=0,002$ e BF: $p=0,013$) isoladamente, e quando submetidas a envelhecimento artificial após branqueamento ($p<0,001$ para ambas as resinas). Os dois produtos de branqueamento utilizados tiveram o mesmo efeito na microdureza das duas resinas, não havendo diferenças na utilização de um gel em detrimento de outro (XF: $p=0,986$ e BF: $p=0,399$). Na análise estatística os resultados foram obtidos com um nível de significância de 5%.

Conclusões: Observou-se uma diminuição na microdureza das resinas quando submetidas a envelhecimento artificial após branqueamento e quando os fatores branqueamento e envelhecimento foram avaliados isoladamente. Os dois produtos de branqueamento apresentaram o mesmo efeito na microdureza das duas resinas.

Palavras chave: Microdureza Vickers; Chewing Simulator; Resinas Bulk Fill; Branqueamento

Abstract

Objective: The purpose of this study was to evaluate the impact of aging by cyclic loading on the surface microhardness of Bulk Fill resins submitted to bleaching.

Materials and Methods: In vitro study in which 60 resin discs were manufactured with 2 mm thick and 10 mm in diameter. The 60 specimens were then divided into two groups depending on the resin brand used for their preparation: X-tra Fill[®] (VOCO, Cuxhaven, Germany) (XF n=30) and Filtek[™] Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (FB n=30). Each resin group was divided into 3 subgroups (Sg) depending on the surface treatment (n=10): Subgroup 1 (Sg1) - Immersion in distilled water for two weeks; Subgroup 2 (Sg2) - Immersion in gel of 10% carbamide peroxide for a two week period; Subgroup 3 (Sg3) – Immersion in gel of 6% hydrogen peroxide for a two week period. Then, the 3 subgroups were submitted to Vickers microhardness measurement (T1), aging with Chewing Simulator and a new Vickers microhardness measurement (T2).

Results: The two resins showed a statistically significant decrease in their microhardness when subjected to bleaching ($p<0,001$), or aging (XF: $p=0,002$ and BF: $p=0,013$) alone, and when subjected to aging after bleaching ($p<0,001$ for both resins). The effect of bleaching on the microhardness of the two resins was the same, with no differences on using one gel or the other (XF: $p=0,986$ and BF: $p=0,399$). Statistical analysis results were obtained with a 5% significance level.

Conclusions: A decrease was observed on the microhardness of the different resins when subjected to aging after bleaching and when the factors were evaluated separately. Both bleaching products had the same effect on the microhardness values obtained on both resins.

Keywords: Vickers Microhardness; Chewing Simulator; Bulk Fill Resin; Bleaching

ÍNDICE

I. INTRODUÇÃO.....	15
1. Resinas Compostas	15
1.1. Composição das resinas compostas	16
1.1.1. Matriz orgânica	16
1.1.2. Partículas de carga	16
1.1.3. Agentes de união	18
1.1.4. Ativadores e Iniciadores.....	18
1.1.5. Pigmentos.....	19
1.2. Propriedades das resinas compostas	20
1.2.1. Biocompatibilidade	20
1.2.2. Grau de conversão.....	20
1.2.3. Alterações dimensionais	21
1.2.4. Contração de polimerização	21
1.3. Técnica Incremental.....	22
1.4. Resinas <i>Bulk Fill</i>	23
1.4.1. Características e vantagens em relação às resinas convencionais.....	24
1.4.2. Técnica Incremental VS Técnica <i>Bulk Fill</i>	25
1.4.3. Campos de aplicação.....	26
2. Branqueamento dentário	27
2.1. Fundamentos do branqueamento dentário	27
2.2. Agentes de Branqueamento	28
2.3. Mecanismo de Ação.....	29
2.4. Indicações e Contraindicações do branqueamento	31
2.5. Efeito do branqueamento na integridade das restaurações	31
3. <i>Chewing Simulator</i>	32
4. Microdureza <i>Vickers</i>	33
II. OBJETIVOS DO ESTUDO.....	37
III. HIPÓTESES DO ESTUDO	39
IV. MATERIAIS E MÉTODOS	41
<i>Materiais utilizados</i>	41

<i>Procedimentos laboratoriais</i>	42
V. RESULTADOS	53
1. Análise estatística descritiva.....	53
2. Análise estatística inferencial	64
VI. DISCUSSÃO	69
VII. CONCLUSÕES	79
VIII. BIBLIOGRAFIA	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Evolução das resinas compostas (Adaptada de Ferracane, 2011).....	15
Figura 2 – Técnica “Bulk Fill”, A: <i>Two Step Amalgam-Like Sculpting Technique</i> , B: <i>One Step Amalgam-Like Sculpting Technique</i> (Adaptada de Hirata <i>et al.</i> , 2015).....	26
Figura 3 – A: Imagem 2D obtida através de tomografia micro-computorizada de uma resina convencional mostrando que ocorre contração de polimerização na superfície oclusal e no fundo da cavidade, B: Imagem 2D obtida através de tomografia micro-computorizada de uma resina <i>Bulk Fill</i> mostrando que ocorre contração de polimerização apenas na superfície oclusal da restauração (Adaptada de Hirata <i>et al.</i> , 2015).....	26
Figura 4 – Mecanismo de ação do peróxido de carbamida a 10% no dente (Adaptada de Hilton <i>et al.</i> , 2013).....	30
Figura 5 – Representação esquemática dos diferentes testes utilizados para medição da dureza dos materiais (Anusavice <i>et al.</i> , 2013).....	34
Figura 6 – Imagem recolhida durante a confeção dos discos de resina <i>Bulk Fill</i>	44
Figura 7 – Imagem recolhida durante a fotopolimerização de um dos espécimes.....	44
Figura 8 – Imagem recolhida do ecrã do Microdurómetro digital <i>Vickers</i> HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan).....	46
Figura 9 – Imagem recolhida do ecrã do Microdurómetro digital <i>Vickers</i> HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) aquando da leitura da quinta indentação de um dos espécimes da amostra.....	46
Figura 10 – Imagem recolhida após a colocação de dois espécimes nas câmaras do <i>Chewing Simulator</i> (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany)...	47
Figura 11 – Imagem recolhida durante a submersão de todo o disco de resina composta e suporte com água destilada.	47
Figura 12 – Imagem recolhida do ecrã do Microdurómetro digital <i>Vickers</i> HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) aquando da leitura da terceira indentação de um dos espécimes da amostra após submissão do mesmo a envelhecimento por <i>Chewing Simulator</i> (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany)...	48
Figura 13 – Imagem recolhida durante a aplicação do gel Poladay TM (SDI, Dublin, Ireland).....	50

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Diferenças técnicas relativamente aos testes de <i>Vickers</i> e <i>Knoop</i> (Wang, D’Alpino, Lopes, & Pereira, 2003).....	35
Tabela 2 – Propriedades físicas dos grupos de resinas <i>Bulk Fill</i> em estudo de acordo com o fabricante (VOCO, Cuxhaven, Germany & 3M, St. Paul, MN, USA).....	42
Tabela 3 – Divisão dos grupos de acordo com o tratamento de superfície aplicado...43	
Tabela 4 – Divisão das resinas de acordo com a sua potência e tempo de polimerização.....	45
Tabela 5 – Características dos dois géis de branqueamento utilizados segundo o fabricante (SDI, Dublin, Ireland).....	49
Tabela 6 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (XFSg1T1) em Kg/mm ²	54
Tabela 7 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (XFSg1T2), em Kg/mm ²	54
Tabela 8 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) antes do envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg2T1) em Kg/mm ²	55
Tabela 9 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) após envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg2T2) em Kg/mm ²	55
Tabela 10 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) antes do envelhecimento e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg3T1), em Kg/mm ²	56
Tabela 11 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) após envelhecimento e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg3T2), em Kg/mm ²	57
Tabela 12 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (FBSg1T1), em Kg/mm ²	58
Tabela 13 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento (FBSg1T2), em Kg/mm ²	58

Tabela 14 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) antes do envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg2T1), em Kg/mm ²	59
Tabela 15 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg2T2), em Kg/mm ²	59
Tabela 16 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) antes do envelhecimento e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg3T1), em Kg/mm ²	60
Tabela 17 – Valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg3T2), em Kg/mm ²	61
Tabela 18 – Média dos valores da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) de cada um dos grupos do estudo, em Kg/mm ²	61
Tabela 19 – Valores de <i>p</i> obtidos para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste de Tukey, diferenciando os dois tipos de branqueamento utilizados neste estudo.....	64
Tabela 20 – Valores de <i>p</i> obtidos para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) utilizando o teste de Tukey, diferenciando os dois tipos de branqueamento utilizados neste estudo.....	64
Tabela 21 – Valores de <i>p</i> obtidos para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza sem branqueamento e após branqueamento, independentemente do gel utilizado.....	65
Tabela 22 – Valores de <i>p</i> obtidos para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza sem branqueamento e após branqueamento, independentemente do gel utilizado.....	66
Tabela 23 – Valores de <i>p</i> obtidos para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza antes e após envelhecimento artificial.....	66
Tabela 24 – Valores de <i>p</i> obtidos para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza antes e após envelhecimento artificial.....	67

Tabela 25 – Valores de p obtidos para a resina X-tra Fill [®] (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza após envelhecimento artificial e branqueamento.....	67
Tabela 26 – Valores de p obtidos para a resina Filtek [™] Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza após envelhecimento artificial e branqueamento.....	68

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Valores médios da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) de ambas as resinas tendo em conta o tratamento de superfície aplicado.....	62
Gráfico 2 – Valores médios da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) de ambas as resinas antes e após envelhecimento artificial.....	62
Gráfico 3 – Valores médios da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) sob influência dos diferentes tratamentos de superfície.....	63
Gráfico 4 – Valores médios da microdureza <i>Vickers</i> (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) sob influência dos diferentes tratamentos de superfície.....	63

LISTA DE ABREVIATURAS

2D	Duas dimensões
4EDMAB	Etil-4(N,N-dimetilamino)benzoato
AFM	Monómero de fragmentação adicional
AUDMA	Uretano dimetacrilato aromático
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
CS	<i>Chewing Simulator</i>
Dif	Diferença
DMAB	Etil p-dimetilaminobenzoato
DMAEMA	N,N-dimetilaminoetil metacrilato
Fator C	Fator de configuração
FB	Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
HO[•]	Ião peridroxil
HV	Microdureza <i>Vickers</i>
Hz	Hertz
Kg/mm²	Kilograma por milímetro quadrado
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
mm	Milímetro
mm/s	Milímetro por segundo
N	Newton
nm	Nanómetro
O[•]	Ião superóxido
OH[•]	Ião hidróxilo
PC	Peróxido de carbamida
PEG-12	Polietilenoglicol-12
PH	Peróxido de hidrogénio
pH	Potencial hidrogénionico
®	Marca comercial registada
Sg1	Subgrupo 1

Sg2	Subgrupo 2
Sg3	Subgrupo 3
Sig	Significância
T1	Tempo 1
T2	Tempo 2
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
TM	Marca comercial
TPO	Óxido trimetilbenzoildifenilfosfina
UDMA	Uretano dimetacrilato
VHN	<i>Vickers Hardness Number</i>
VS	<i>Versus</i>
XF	X-tra Fill [®] (VOCO, Cuxhaven, Germany)
γ-MPS	γ -metacriloxipropil trimetoxissilato
μm	Micrómetro

I. INTRODUÇÃO

1. Resinas Compostas

Com o objetivo de melhorar as características físicas das resinas acrílicas, Bowen, do *National Institute of Standards and Technology*, desenvolveu um material restaurador polimérico reforçado com partículas inorgânicas (Heymann, Swift & Ritter, 2013).

Em 1962, as resinas, frequentemente conhecidas como compósitos, foram introduzidas no mercado e tornaram-se a base das restaurações efetuadas. Geralmente, as resinas compostas são constituídas por uma matriz orgânica onde se encontram dispersas partículas inorgânicas. As partículas inorgânicas têm a capacidade de melhorar as propriedades físicas dos compósitos, aumentando a força dos materiais e reduzindo a expansão térmica (Heymann *et al.*, 2013).

As propriedades das resinas compostas foram evoluindo desde a sua introdução no mercado (Figura 1). A redução do tamanho das partículas de carga, levou ao desenvolvimento de materiais com maior grau de polimento e com boa resistência mecânica, propriedade muito importante para restaurações nos dentes posteriores. Atualmente, as mudanças são essencialmente ao nível da matriz, no intuito de desenvolver sistemas com reduzida contração de polimerização e reduzida tensão associada a essa contração de polimerização (Ferracane, 2011).

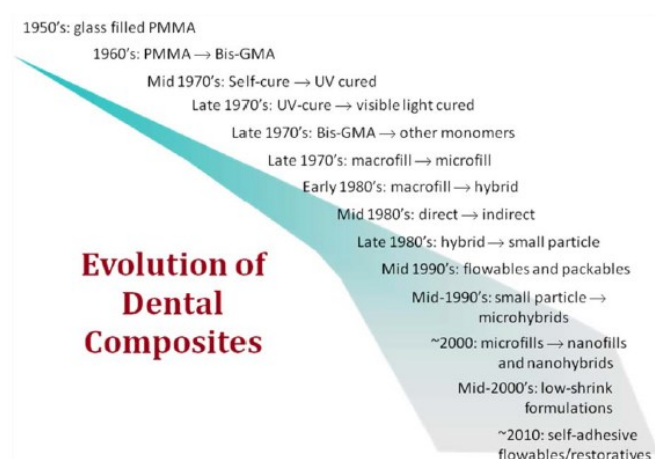


Figura 1 – Evolução das resinas compostas (Adaptada de Ferracane, 2011).

1.1. Composição das resinas compostas

1.1.1. Matriz orgânica

As resinas compostas são constituídas por uma matriz polimérica, da qual fazem parte monómeros alifáticos e/ou aromáticos, os dimetacrilatos, entre os quais se encontram dispersas partículas inorgânicas que podem apresentar diferentes tamanhos. A maioria das resinas comercializadas atualmente utilizam como monómero predominante o Bis-GMA, no entanto, devido à sua alta viscosidade, estão presentes também outros dimetacrilatos, como o TEGDMA, UDMA, entre outros (Ferracane, 2011).

O Bis-GMA é um monómero altamente viscoso e difícil de manipular devido às interações por pontes de hidrogénio entre os grupos hidroxilo e os monómeros, ele apresenta ainda um baixo grau de conversão, ou seja uma taxa elevada de monómeros que não reagiram, o que pode resultar na infiltração da restauração. A alta viscosidade também incapacita a introdução de partículas de grande tamanho, que são essenciais para obter boas propriedades mecânicas (Chen, 2010; Cramer, Stansbury & Bowman, 2011).

É essencial a introdução de monómeros altamente fluidos e de baixo peso molecular como o TEGDMA, que tem uma excelente capacidade de copolimerização, para reduzir a viscosidade dos monómeros de alto peso molecular. É imprescindível a introdução de monómeros de baixo peso molecular que permitam a formação de uma matriz facilmente manipulável e útil em termos clínicos (Chen, 2010; Ferracane, 2011; Anusavice, Shen & Rawls, 2013).

Os monómeros diluentes, como o TEGDMA, Bis-EMA, UDMA, produzem um aumento da contração de polimerização e consequentemente, um aumento da microinfiltração marginal, no entanto, os dois últimos apresentam maior peso molecular e menos ligações duplas por unidade de peso originando uma menor contração de polimerização em relação ao TEGDMA (Chen, 2010; Anusavice *et al.*, 2013).

1.1.2. Partículas de carga

As partículas de carga inorgânica melhoram drasticamente as propriedades mecânicas das resinas compostas. Ao longo dos anos foram desenvolvidos vários sistemas de

classificação baseados no tamanho das partículas de carga (Blackham, Vandewalle, & Lien, 2009).

Propriedades mecânicas como a resistência à compressão, dureza e resistência à flexão, aumentam com o aumento da quantidade de partículas inorgânicas enquanto que a contração de polimerização diminui (Beun, Glorieux, Devaux, Vreven & Leloup, 2007).

Atualmente as resinas compostas apresentam na sua composição partículas de silicatos como óxido de bário, estrôncio, zinco, alumínio e zircônio. Não existe nenhuma partícula de carga que apresente melhores resultados clínicos que outra, todas elas apresentam as suas vantagens e desvantagens clínicas (Scougall-Vilchis, Hotta, Hotta, Idono & Yamamoto, 2009).

Ao longo dos anos foram desenvolvidas partículas com diferentes tamanhos, sendo que todas elas apresentam as suas vantagens e desvantagens. As micropartículas foram desenvolvidas com o intuito de melhorar a estética e o polimento, no entanto a força e a rigidez são inferiores. Devido às dimensões reduzidas das partículas de carga e a uma maior distribuição das partículas pela matriz é possível atingir uma maior distribuição da carga inorgânica reduzindo a contração de polimerização e aumentando as propriedades mecânicas. O tamanho pequeno das partículas melhora as propriedades ópticas das resinas pois o seu diâmetro é uma fração do comprimento de onda de luz visível (0,4-0,8 μ m) sendo impossível para o olho humano a detecção destas partículas (Beun, Glorieux, Devaux, Vreven & Leloup, 2007; Blackham, Vandewalle & Lien 2009).

As resinas compostas apresentam uma radiotransparência inerente. A existência de lesões de cárie secundárias, desgaste das superfícies proximais e maus pontos de contacto, torna imprescindível a existência de um contraste radiográfico. Para que tal ocorra são adicionadas partículas de carga inorgânica, contendo átomos de metais pesados como o bário e o estrôncio, conferindo radiopacidade às resinas compostas (Klapdohr & Moszner, 2005).

1.1.3. Agentes de união

Para obter boas propriedades mecânicas é essencial a formação de uma ligação covalente forte entre a matriz orgânica e as partículas de carga inorgânica. A união entre estas duas fases é conseguida pela existência de um silano, que apresenta grupos funcionais que permitem a união química entre as partículas inorgânicas e a matriz orgânica (Chen, 2010).

Os agentes de união derivam de organossilanos, sendo que o γ -metacriloxipropil trimetoxissilato (γ -MPS) é o silano mais utilizado. Embora estes agentes de união estejam presentes apenas em pequenas quantidades, eles têm uma grande influência nas propriedades mecânicas das resinas compostas. Uma boa união entre a matriz orgânica e as partículas inorgânicas é essencial para diminuir o processo de degradação e proteger a superfície das partículas contra a fratura, permite ainda uma melhor distribuição e transmissão da tensão a que as resinas estão sujeitas. Existe ainda uma melhora na estabilidade hidrolítica pela utilização de silanos como agentes de união (Sideridou & Karabela, 2009).

1.1.4. Ativadores e Iniciadores

As resinas compostas utilizadas em Medicina Dentária apresentam um mecanismo de polimerização iniciado por radicais livres, sendo que estes iniciam a sua ação quando ativados quimicamente ou por uma energia de ativação externa, ou ambos. As resinas compostas podem ser fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis ou de dupla polimerização (Kwon, Bagheri, Kim, Kim & Burrow, 2012).

Os compósitos fotopolimerizáveis polimerizam com a utilização de luz azul. Para que tal seja possível, é necessário a existência de um iniciador que seja facilmente absorvido por esta luz, como a α -dicetona. A canforoquinona é um foto iniciador comumente utilizado e o etil-4(N,N-dimetilamino)benzoato (4EDMAB) é muito utilizado como co-iniciador. A canforoquinona atinge um estado excitável e reage com uma amina, que é um agente redutor, como o N,N-dimetilaminoetil metacrilato (DMAEMA) ou o etil p-dimetilaminobenzoato (DMAB) e formam-se radicais livres que iniciam a cascata de polimerização. O espectro de absorção de luz para a canforoquinona é dos 450nm-500nm com um pico de absorção aos 470nm (Chen, 2010).

As resinas quimicamente ativadas são constituídas por duas pastas em que uma contém um peróxido orgânico como iniciador e a outra contém uma amina terciária como ativador. Quando se misturam as duas pastas a amina terciária reage com o peróxido orgânico formando radicais livres e iniciando a polimerização. Este sistema de duas pastas apresenta um problema de armazenamento grande, pois o peróxido de benzoil, misturado com os monómeros de dimetacrilato, é sensível à decomposição pelo calor. Para ultrapassar este problema são adicionados inibidores para suprimir a polimerização dos monómeros e prevenir a polimerização prematura durante o armazenamento (Kwon *et al.*, 2012).

As resinas de dupla polimerização são constituídas por duas pastas em que uma contém um iniciador, o peróxido orgânico e a outra contém uma amina terciária como ativador. Uma das pastas contém o sistema canforoquinona/amina terciária, podendo ser fotopolimerizada. A polimerização química inicia-se assim que as duas pastas são misturadas enquanto a polimerização induzida pela luz ocorre apenas quando a luz incide sobre o material. A pasta que contém o sistema canforoquinona/amina terciária pode ser utilizada isoladamente e a polimerização ocorre apenas quando a luz incide sobre o material (Kwon *et al.*, 2012).

1.1.5. Pigmentos

Para que as resinas compostas apresentem uma aparência idêntica ao dente, é essencial que a transparência e cor se assemelhem ao dente natural. A cor é conseguida através da adição de pigmentos, geralmente consistindo em quantidades mínimas de partículas de óxidos metálicos. As características de transparência e opacidade são ajustadas conforme o dente, de forma a simular o esmalte e a dentina (Anusavice *et al.*, 2013).

Os pigmentos afetam a transmissão da luz através da resina. Assim matizes mais escuras e mais opacas apresentam uma capacidade de fotopolimerização mais baixa sendo necessário maior tempo de exposição à luz ou colocação de camadas mais finas de material (Klapdohr & Moszner, 2005).

1.2. Propriedades das resinas compostas

1.2.1. Biocompatibilidade

A biocompatibilidade de um material é definida como a habilidade desse material em coexistir com os tecidos sem causar danos. É importante que os materiais restauradores utilizados na cavidade oral não apresentem cito toxicidade, para que não causem reações adversas nos tecidos dentários, como sensibilidade pós operatória ou mesmo danos irreversíveis na polpa. A cito toxicidade pode ocorrer quando a camada mais profunda de resina não se encontra totalmente polimerizada, mas também devido à libertação de iniciadores ou outros aditivos por parte da matriz orgânica ou libertação de compostos metálicos por parte da carga inorgânica da resina composta. As resinas *Bulk Fill*, recentemente introduzidas no mercado, são colocadas em camadas de 4/5 mm, sendo importante confirmar que ocorre uma polimerização completa destas resinas nas suas camadas mais profundas evitando, deste modo, danos nos tecidos dentários (Toh, Yap & Lim, 2015).

1.2.2. Grau de conversão

O grau de conversão de uma resina composta é definida como a percentagem de monómeros polimerizáveis que são convertidos em polímero, ou seja, o número de ligações duplas de metacrilato que são convertidas em ligações simples durante o processo de polimerização, formando uma resina polimérica. É um parâmetro essencial para avaliar o processo de polimerização das resinas compostas (Mantri & Mantri, 2013).

Quanto mais alto for o valor do grau de conversão melhor será a força, resistência ao desgaste e outras propriedades que aumentam o desempenho da resina composta, e menor serão os riscos cito tóxicos associados, no entanto quanto maior for o grau de conversão maior será, também, a contração de polimerização da resina composta. A conversão do monómero em polímero depende de vários fatores como a composição da resina, o grau de transmissão da luz através do material e a concentração do inibidor, iniciador e sensibilizante (Anusavice *et al.*, 2013; Mantri & Mantri, 2013; Aljabo *et al.*, 2015).

1.2.3. Alterações dimensionais

A presença de partículas inorgânicas conjugadas com a matriz orgânica através dos agentes de ligação reduz a expansão térmica e a contração do compósito. Quando a tensão térmica aumenta, a interface de ligação e a presença de partículas com um baixo coeficiente de expansão térmica, previnem ou reduzem a probabilidade de contração ou expansão da matriz. Assim, durante a expansão, à medida que o espaço ocupado pelas partículas aumenta, as partículas com baixo coeficiente de expansão mantêm-se, visto estarem quimicamente ligadas à matriz, havendo um impedimento ao alargamento do espaço e consequentemente uma prevenção ou redução da expansão. Reciprocamente, durante o arrefecimento, há uma contração da matriz, no entanto, desde que esse espaço seja ocupado pelas partículas, a contração é prevenida. Assim as partículas não só diminuem a expansão térmica e a contração ocupando o espaço que os polímeros, que são susceptíveis à expansão teriam ocupado, como também limitam a capacidade de expansão térmica das ligações formadas (Anusavice *et al.*, 2013).

1.2.4. Contração de polimerização

A contração de polimerização aumenta com a conversão do monómero em polímero, pois há uma redução do espaço livre existente. Esta contração pode ocorrer pelo volume total da resina, pelo tipo de compósito, pela velocidade de polimerização e ainda pelo fator C (proporção entre superfícies aderidas e não aderidas) (Anusavice *et al.*, 2013).

Segundo a Lei de Hooke, a tensão é o produto da contração volumétrica e do módulo de elasticidade do material, assim, a configuração de uma resina composta não é puramente elástica, um aumento do módulo de elasticidade gera um aumento da tensão e quanto maior o módulo de elasticidade maior a rigidez do material. Deste modo, nos compósitos fotopolimerizáveis, uma rápida conversão leva a um rápido aumento da rigidez e consequentemente existe um aumento das tensões de contração na interface dente-resina (Caixeta *et al.*, 2015).

A contração de polimerização constitui a maior desvantagem na utilização das resinas compostas. Esta contração afasta o material restaurador das paredes da cavidade levando a uma ruptura da adesão e posterior aparecimento de fendas marginais. Estas fendas levam a sensibilidade pós-operatória, descoloração, lesão de cárie secundária e

potencialmente, patologia pulpar. Esta contração é inerente às resinas compostas e estas apresentam valores volumétricos de contração que variam de 1% a 6% dependendo da formulação do material e condições de polimerização (Mantri & Mantri, 2013; Yeolekar, Chowdhary, Mukunda & Kiran, 2015).

De forma a reduzir a contração de polimerização podem ser adotadas diversas técnicas. Podem ser utilizadas partículas inorgânicas com um tamanho médio menor ou pode ainda recorrer-se a uma distribuição bimodal das mesmas. Relativamente à matriz orgânica, o bis-GMA é o monómero mais utilizado, no entanto, devido à sua alta viscosidade são normalmente, introduzidos outros monómeros, como o TEGDMA, contudo, este monómero contribui para um aumento da contração de polimerização. Uma alternativa recentemente introduzida é a substituição dos monómeros à base de metacrilato pelo sistema silorano. A redução da contração de polimerização pode ainda ocorrer através da utilização da técnica incremental, reduzindo desta forma o fator C (Leprince *et al.*, 2010; Mantri & Mantri, 2013).

1.3. Técnica Incremental

A técnica incremental é uma técnica proposta para reduzir a contração de polimerização. Supõe-se que esta contração é tanto mais pequena quanto menor for o fator C. No entanto, a literatura é pouco conclusiva em relação às vantagens da técnica incremental na redução da contração de polimerização. Apesar das controvérsias em relação a esta técnica, ela tem sido altamente recomendada aquando da utilização das resinas compostas, pois é expectável que esta técnica reduza o fator C e consequentemente a contração a este associada. (Mantri & Mantri, 2013).

Durante a polimerização, as superfícies aderidas encontram-se sob tensão devido à contração da resina. As superfícies não aderidas, superfícies livres, aliviam esta tensão causada pela contração em direção ao centro do material. A técnica incremental permite reduzir a área de superfícies aderidas e aumentar a área de superfícies não aderidas, minimizando desta forma o fator C (Anusavice *et al.*, 2013).

A técnica incremental é uma técnica altamente dependente da capacidade de manipulação do material por parte do Médico Dentista, o sucesso da restauração é sensível à habilidade do operador sobre a resina composta. É necessária uma correta

colocação do material, especialmente sobre as margens da cavidade, de forma a reduzir as tensões inerentes geradas devido à contração de polimerização (Hirata *et al.*, 2015).

Segundo Roulet, Salchow e Wald (1991) a contração de polimerização conduz a uma contração volumétrica total do compósito devido à reticulação das cadeias monoméricas gerando, eventualmente, infiltração marginal, sensibilidade pós-operatória e *cracks*.

Esta técnica apresenta uma grande vantagem que consiste na possibilidade de reproduzir os aspectos do dente natural, como as sombras, opacidade e translucidez do esmalte e da dentina (Hirata *et al.*, 2015).

1.4. Resinas *Bulk Fill*

As resinas compostas, desde a sua introdução na Medicina Dentária, têm apresentado melhorias consideráveis nas suas propriedades, sendo cada vez mais empregues em cavidades de maiores dimensões e mais profundas, com um grau de sucesso que varia de caso para caso. Quando as resinas compostas são utilizadas é necessário implementar a técnica incremental, sendo que esta é uma técnica demorada, colocando finas camadas, uma a uma, devido à profundidade de polimerização limitada e também devido à contração de polimerização, embora em relação a esta última exista alguma controvérsia na literatura existente (Czasch & Ilie, 2013).

Existe uma procura contínua por resinas compostas com uma baixa contração, como as resinas compostas à base de silorano ou resinas compostas à base de Ormocer[®]. Os resultados relativamente à tensão de contração e contração volumétrica são bastante promissores relativamente aos encontrados nas resinas à base de metacrilatos. No entanto, para estes materiais é necessário um sistema adesivo específico, sendo esta uma limitação ao uso deste tipo de materiais. Outra desvantagem das resinas à base de silorano é o facto de ser difícil atingir uma boa profundidade de polimerização (Hirata *et al.*, 2015).

As marcas de materiais dentários, com o objetivo de atenderem às exigências do consumidor produziram um material denominado “Bulk Fill” que permite a polimerização de camadas até 4 mm ou 5 mm, reduzindo desta forma o tempo de

consulta, sem afetar negativamente o grau de conversão, a contração de polimerização e a adaptação à cavidade (Czasch & Ilie, 2013; Leprince *et al.*, 2014).

As resinas *Bulk Fill* apresentam duas formulações relativamente à sua consistência, uma de baixa viscosidade, *flowable*, e uma de alta viscosidade (Hirata *et al.*, 2015).

1.4.1. Características e vantagens das resinas *Bulk Fill* relativamente às resinas convencionais

As marcas de materiais dentários, de forma a responder às exigências do consumidor produziram as resinas *Bulk Fill*, materiais que permitem a fotopolimerização de camadas até 4 mm ou 5 mm de profundidade, reduzindo desta forma o número de passos clínicos. A capacidade de fotopolimerização de camadas com uma espessura superior deve-se à alta translucidez destas resinas. A alta translucidez permite que a luz polimerize mais em profundidade. O sistema inovador de iniciação da polimerização permite reduzir o tempo de polimerização e ainda aumentar a profundidade de polimerização (Orlawski, Tarczydło & Chalas, 2015).

Os compósitos *Bulk Fill* apresentam baixas tensões associadas à contração de polimerização e altas propriedades de transmissão de luz devido à redução da dispersão da luz na interface matriz-partículas inorgânicas ou devido ao aumento do tamanho das partículas (Kim, Kim, Choi & Lee, 2015).

A utilização de um foto iniciador diferente revolucionou as propriedades das resinas compostas. O foto iniciador mais comumente usado é a canforoquinona. No entanto, existem outros foto iniciadores que podem ser empregues como o óxido trimetilbenzoildifenilfosfina (TPO) e o Ivocerin[®] (composto organometálico). O espectro de emissão das luzes LED é otimizado para apresentar um pico de absorção no comprimento de onda da canforoquinona, ou seja, no intervalo de 450-500nm; no entanto, o espectro de emissão do TPO é de 350-425nm e de 370 a 460nm para o Ivocerin[®]. Para solucionar este problema foram introduzidos no mercado luzes com espectros de emissão múltiplos (Li, Pongprueksa, Meerbeek & De Munck, 2015).

A formulação destes materiais permite uma modulação na reação de polimerização através da utilização de monómeros com características especiais, que permitem um

alívio das tensões. São ainda utilizados foto iniciadores mais reativos e estas resinas são constituídas por partículas de carga diferentes, como partículas pré-polímero e segmentos de haste de fibra de vidro (Fronza *et al.*, 2015).

Algumas resinas *Bulk Fill* apresentam na sua constituição monómeros de metacrilato que permitem reduzir as tensões associadas à contração de polimerização. O monómero de fragmentação adicional (AFM) apresenta como característica especial a fragmentação do grupo central durante a polimerização; desta forma, há um alívio das tensões sem prejudicar a resistência ao desgaste do material. Posteriormente, os fragmentos podem reagir com a cadeia polimérica em formação, gerando menores tensões quando comparado com o estado fragmentado. O monómero uretano dimetacrilato aromático (AUDMA) apresenta um alto peso molecular quando comparado com os dimetacrilatos tradicionais, reduzindo a contração de polimerização e as tensões associadas à contração de polimerização (3M ESPE).

1.4.2. Técnica Incremental VS Técnica *Bulk Fill*

A técnica incremental pretende otimizar a polimerização dos compósitos tal como a sua adaptação interna. No entanto, clinicamente, esta técnica é uma técnica demorada. Avanços recentes nos materiais dentários permitiram o aparecimento dos compósitos *Bulk Fill*, introduzidos com o objetivo de substituir a técnica incremental pela técnica “Bulk Fill”. As marcas destas resinas afirmam que elas apresentam reduzida contração volumétrica, menor contração de polimerização e um aumento na profundidade de polimerização, permitindo desta forma, a colocação e polimerização de uma única camada com uma espessura superior. Estas resinas apresentam como vantagem a simplificação da técnica e a prevenção do aparecimento de espaços entre os incrementos e posterior contaminação, ou seja, estas resinas permitem também uma melhor compactação do material (Fronza *et al.*, 2015).

Hirata *et al* (2015) descreveram duas técnicas na aplicação das resinas compostas *Bulk Fill*: uma técnica de dois passos denominada *Two Step Amalgam-Like Sculpting Technique* (Figura 2) que utiliza em primeiro lugar uma resina *Bulk Fill* de baixa viscosidade e posteriormente utiliza uma camada de resina *Bulk Fill* de alta viscosidade de modo a esculpir a anatomia do dente em questão, e uma técnica de um passo

denominada *One Step Amalgam-Like Sculpting Technique* (Figura 2) que utiliza apenas uma resina *Bulk Fill* de alta viscosidade.

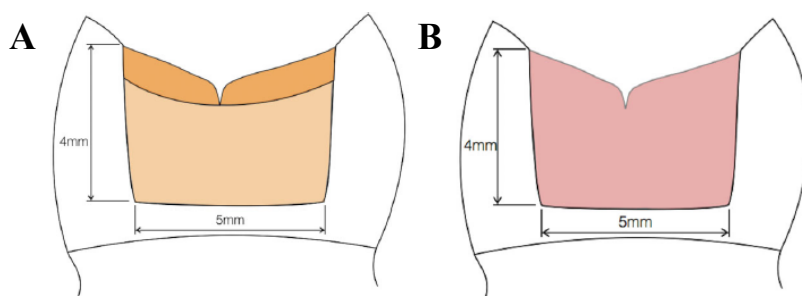


Figura 2 – Técnica “Bulk Fill”, A: *Two Step Amalgam-Like Sculpting Technique*, B: *One Step Amalgam-Like Sculpting Technique* (Adaptada de Hirata *et al.*, 2015).

Uma das grandes vantagens relativamente ao uso das resinas compostas *Bulk Fill* baseia-se na contração de polimerização associada a estas resinas presente apenas na superfície oclusal da restauração enquanto que a contração de polimerização que ocorre aquando do uso das resinas compostas convencionais ocorre tanto na superfície oclusal como no fundo da cavidade junto à camada híbrida (Figura 3) (Hirata *et al.*, 2015).

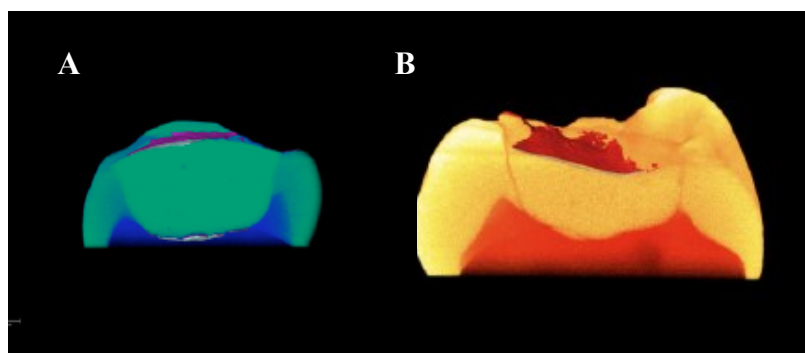


Figura 3 – A: Imagem 2D obtida através de tomografia micro-computorizada de uma resina convencional mostrando que ocorre contração de polimerização na superfície oclusal e no fundo da cavidade, B: Imagem 2D obtida através de tomografia micro-computorizada de uma resina *Bulk Fill* mostrando que ocorre contração de polimerização apenas na superfície oclusal da restauração (Adaptada de Hirata *et al.*, 2015).

1.4.3. Campos de aplicação

A resina Filtek™ Bulk Fill (3M, St. Paul, USA) é utilizada em cavidades classe I e II e a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) é indicada para cavidades classe I e II e para construção do núcleo (3M ESPE & VOCO).

2. Branqueamento dentário

2.1. Fundamentos do branqueamento dentário

Durante as últimas décadas, o desejo de dentes mais brancos por parte dos pacientes tornou-se cada vez mais importante. Para além da descoloração do dente devido aos alimentos, tabaco, chá, café ou vinho, má higiene oral, distúrbios no esmalte ou dentina, necrose pulpar, uso de fármacos como as tetraciclinas ou doxiciclina, idade e considerações genéticas, a principal razão para efetuar o branqueamento dentário é a estética (Durner, Obermaier & Ilie, 2014).

O branqueamento dentário é um processo relativamente simples e uma opção conservadora quando comparada com outras formas de tratamento, como facetas e coroas. Este procedimento refere-se a qualquer tratamento que não usa materiais restauradores e que muda a cor e aparência do dente que se encontra descolorado devido a manchas intrínsecas. O branqueamento de dentes vitais pode ser realizado através de três técnicas: em ambulatório, branqueamento realizado pelo paciente e supervisionado pelo Médico Dentista; em consultório ou *power bleaching*, realizado pelo profissional; e *over-the-counter* ou branqueamento com produtos de mercado de venda livre (Karadas & Hatipoglu, 2015).

A cor dos dentes é influenciada pela combinação da sua cor intrínseca e a presença de quaisquer manchas na superfície do dente. A descoloração extrínseca, originada a partir de cromogéneos externos, é frequentemente provocada por tabaco, ingestão de alimentos ricos em taninos e uso de diferentes agentes catiónicos, como clorexidina ou sais metálicos como estanho e ferro. Manchas intrínsecas ocorrem quando os cromogéneos se depositam na estrutura dentária e são, normalmente, de origem pulpar ou sistémica. A terceira categoria da incorporação de manchas no dente é definida como todas as situações em que os cromogéneos extrínsecos integram o dente através de defeitos na estrutura dentária (Karadas & Duymus, 2015).

A necessidade constante de dentes mais brancos e um sorriso mais saudável ocorre principalmente devido ao aumento da venda de pastas, géis, pastilhas, fios/fitas

branqueadoras e escovas de dentes, todos estes com ingredientes que, à partida, levam ao branqueamento dentário (Mendes, Barceiro, Reis, Bonato & Dias, 2012).

2.2. Agentes de Branqueamento

A diretiva 2011/84/EU do Conselho, de 20 de Setembro de 2011, regulamentou três patamares fundamentais que entraram em vigor no dia 31 de Outubro de 2012: produtos que contenham valores entre 0,1% a 6% de peróxido de hidrogénio só podem ser vendidos a Médicos Dentistas ou Médicos Estomatologistas, é proibida a venda direta e livre ao consumidor/doente de produtos de branqueamento com conteúdo entre 0,1% a 6% de peróxido de hidrogénio; produtos que contenham valores abaixo de 0,1% de peróxido de hidrogénio estão disponíveis no mercado ao consumidor sob supervisão da INFARMED, I.P aplicável aos produtos cosméticos; é proibida a comercialização de produtos que contenham valores superiores a 6% de peróxido de hidrogénio ou equivalente.

Os agentes de branqueamento apresentam ingredientes ativos e inativos. Os agentes ativos apresentam compostos de peróxido de hidrogénio ou peróxido de carbamida. Os ingredientes inativos são maioritariamente agentes de espessamento, veículo, surfactante, dispersante do pigmento, um conservante e produtos que dão sabor. Como agente de espessamento está presente o carboxipolimetileno numa concentração de 0,5% a 1,5%. Este agente aumenta a viscosidade do gel e permite a retenção do gel na goteira, aumenta cerca de 4 vezes o tempo de libertação de oxigénio. Como veículo está presente a glicerina ou o glicol propileno e tem como função permitir que os outros componentes se dissolvam. O surfactante permite a difusão do agente ativo e o conservante, como o benzoato de sódio ou o propilparabeno, acelera a separação do peróxido de hidrogénio, para além das suas funções de conservação do material. Os produtos que dão sabor podem ser menta, erva-doce, sassafrás ou sacarina (Alqahtani, 2014).

Os produtos para o branqueamento em ambatório apresentam formulações diferentes de peróxido de hidrogénio ou peróxido de carbamida, sendo que este gel é colocado na goteira de branqueamento. Atualmente existem outras formas de branqueamento constituídas por gel de peróxido de hidrogénio colocado em fitas de polietileno que são

colocadas sobre a superfície vestibular dos dentes. Estão ainda disponíveis outros produtos de venda livre com diferentes concentrações do agente ativo (Sulieman, 2008).

O paciente pode ainda optar pelo branqueamento em consultório que utiliza concentrações elevadas de peróxido de hidrogénio ou peróxido de carbamida quimicamente ativadas por diferentes fontes de luz, como luzes de halogénio, laser ou plasma (Féliz-Matos, Hernández & Abreu, 2014).

2.3. Mecanismo de Ação

Materiais de branqueamento dentário contemporâneos são constituídos principalmente por peróxido de hidrogénio ou peróxido de carbamida (Yu, Zhang, Cheng & Cheng, 2015).

O peróxido de hidrogénio é o principal componente ativo presente nos géis de branqueamento atuais, podendo ser aplicado diretamente (a diferentes concentrações) sobre o esmalte, ou ser obtido a partir da decomposição do peróxido de carbamida (Bellan *et al.*, 2011).

Existem diferentes métodos de branqueamento, mas todos eles atuam através da decomposição do peróxido de hidrogénio, ou dos seus componentes como o peróxido de carbamida, em radicais livres instáveis, estes radicais reagem com as moléculas orgânicas pigmentadas convertendo-as em componentes de menor tamanho e menor grau de pigmentação (Zuryati, Qian & Dasmawati, 2013; Berger & Soares, 2014).

O peróxido de hidrogénio difunde-se através da matriz orgânica do esmalte e da dentina devido ao seu baixo peso molecular. Não se conhece exatamente o que dá ao dente a sua cor genética e, por conseguinte, não é possível declarar cientificamente a alteração que os agentes de branqueamento provocam no dente (Hilton, Ferracane & Broome, 2013).

A química do peróxido de carbamida, usada no branqueamento dentário em ambulatório é diferente da química do peróxido de hidrogénio, embora ambas as fases finais envolvam uma reação do peróxido de hidrogénio com os componentes do dente. Quando introduzido na cavidade oral, a solução de 10% de peróxido de carbamida decompõe-se em 6,5% de ureia e 3,5% de peróxido de hidrogénio, ambos os

subcompostos têm acesso à porção interna do dente em poucos minutos (Figura 4) (Hilton *et al.*, 2013).

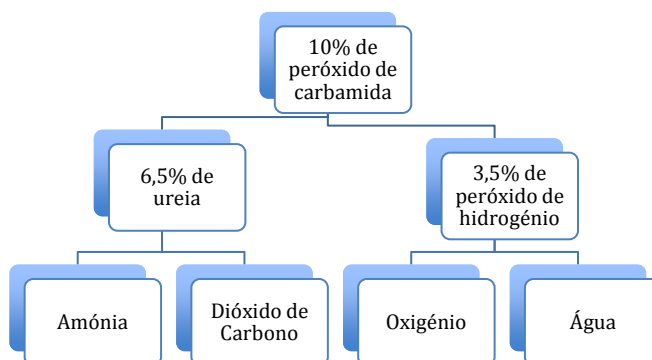


Figura 4 – Mecanismo de ação do peróxido de carbamida a 10% no dente (Adaptada de Hilton *et al.*, 2013).

Esta redução de 3:1 do peróxido de carbamida para a forma de ião ativo de peróxido de hidrogénio explica o facto das fórmulas de branqueamento com peróxido de carbamida serem tipicamente o triplo da concentração dos géis de peróxido de hidrogénio (Hilton *et al.*, 2013).

O peróxido de hidrogénio é degradado em água e oxigénio, enquanto que a ureia é degradada em amónia e dióxido de carbono. O peróxido de hidrogénio é um agente químico termoinstável com alto poder oxidativo, capaz de gerar outras espécies reativas de oxigénio, tais como iões hidroxilo (OH^-), peridroxilo (HO^-) e superóxido (O^-). Esses radicais são capazes de degradar moléculas orgânicas complexas (cromóforos), as quais são responsáveis pela coloração do dente, resultando na redução ou eliminação do escurecimento dentário (Bellan *et al.*, 2011).

A ureia e o peróxido de hidrogénio associam-se produzindo peróxido de ureia (peróxido de carbamida), este composto dissocia-se facilmente na presença de água libertando radicais livres que penetram nos poros de esmalte e na dentina produzindo o efeito de branqueamento. A ureia é degradada em dióxido de carbono e amónia, que eleva o pH e facilita o processo de branqueamento. Isto acontece pois numa solução básica é necessária energia de ativação baixa para a formação de radicais livres a partir do peróxido de hidrogénio, e o rácio da reação é mais alto, ou seja existe maior rendimento do que em ambiente ácido (Sulieman, 2008).

2.4. Indicações e Contraindicações do branqueamento

A principal indicação para o branqueamento é a insatisfação do paciente com a sua coloração dentária. A rapidez e sucesso do branqueamento são influenciados pela natureza da pigmentação e foi demonstrado que se o branqueamento for prolongado, mesmo as pigmentações mais persistentes podem ser branqueadas (Hilton *et al.*, 2013).

Todos os pacientes podem realizar branqueamento, no entanto não existe um sucesso garantido em todos os casos e muitas vezes o branqueamento pode não ser suficiente para satisfazer as necessidades estéticas do paciente. As indicações são as mesmas para o branqueamento em ambulatório e em consultório, e a escolha do tipo de procedimento é tomada pelo Médico Dentista conforme o caso em questão (Sulieman, 2008).

As indicações são: escurecimento geral da arcada dentária, idade, manchas de tabaco ou alimentação, como chá ou café, fluorose, tetraciclinas, traumatismos, tratamentos pré ou pós restauradores (Sulieman, 2008).

Embora o branqueamento seja seguro e eficaz e melhore a aparência dentária após um exame prévio adequado, nem todas as pigmentações têm indicação para branqueamento. A pigmentação extrínseca ou superficial pode ser completamente removida com escova e pasta profilática ou através de técnicas de abrasão (Hilton *et al.*, 2013).

As contraindicações à realização do branqueamento são: paciente com expectativas altas, lesões de cárie ou lesões periapicais, gravidez, sensibilidade, *cracks* ou dentina exposta, presença de coroas ou restaurações extensas em zonas estéticas, pacientes idosos com exposição radicular ou raízes amareladas (Sulieman, 2008).

2.5. Efeito do branqueamento na integridade das restaurações

Materiais dentários à base de resina têm sido amplamente utilizados devido às suas excelentes propriedades estéticas (Cao, Huang, Wu, Wei & Zhao, 2015).

Devido à sua matriz orgânica, os materiais restauradores à base de resina são mais susceptíveis a alterações químicas quando comparados com restaurações cerâmicas ou metálicas (Hannig *et al.*, 2007).

Apesar das resinas compostas apresentarem, recentemente, um aperfeiçoamento das

suas propriedades, existem ainda preocupações devido à sua degradação química e enzimática na cavidade oral. À parte da degradação causada pela saliva ou alimentação, os agentes de branqueamento podem causar uma diminuição da microdureza e um aumento da rugosidade das resinas compostas, dependendo da resina e do agente de branqueamento utilizado (De Andrade *et al.*, 2014).

Os Médicos Dentistas devem estar cientes de que os agentes de branqueamento podem causar alterações nas propriedades mecânicas dos materiais restauradores. É ainda imprescindível informar os pacientes que após o branqueamento poderá ser necessário o polimento ou substituição das suas restaurações (El-Murr, Ruel & St-Georges, 2011).

Durner *et al* (2014) concluiu no seu estudo que o peróxido de hidrogénio pode degradar a rede polimérica tridimensional das resinas levando a um aumento do número de monómeros não polimerizados, aditivos e libertação de produtos de oxidação inespecíficos em comparação com um grupo controlo não branqueado.

Os monómeros não polimerizados (metacrilatos) podem causar reações alérgicas como asma, rinoconjuntivite de contacto ou dermatite alérgica (Schuster *et al.*, 2015).

Esta interação de oxidação com a rede polimérica das resinas compostas durante o branqueamento, influencia não só o número de substâncias não polimerizadas mas também as propriedades físicas dos materiais (Durner *et al.*, 2014).

Foi previamente relatado na literatura que os agentes de branqueamento podem reduzir a microdureza dos materiais restauradores e dos tecidos mineralizados dos dentes e aumentar a microinfiltração em restaurações à base de resina confeccionadas após branqueamento (Bellan *et al.*, 2011).

3. Chewing Simulator

Os materiais dentários restauradores apresentam uma longevidade que depende, em parte, da sua resistência ao desgaste por atrito. Os mecanismos capazes de provocar desgaste dos materiais dentários são essencialmente a abrasão e a atrição. A abrasão é descrita como o movimento da mastigação de um dente sobre outro em que a força é gerada pela alimentação. A atrição é o contacto direto de um dente sobre o outro em que a carga gerada é superior, levando a uma situação de abrasão (Mehl, Scheibner, Ludwig & Kern, 2007).

A realização de testes *in vivo* para avaliar a resistência ao desgaste dos materiais restauradores leva a problemas éticos, são testes que demoram muito tempo e são muito caros, sendo que a simulação da mastigação permite a realização de testes que avaliem a resistência ao desgaste *in vitro* acelerando o processo da mastigação e tendo um custo bastante inferior. Para que estes testes *in vitro* apresentem resultados comparáveis aos realizados *in vivo* é necessário reproduzir as condições fisiológicas da cavidade oral, aproximando-se o mais possível da realidade, incluindo as forças mastigatórias clinicamente relevantes (Raabe, Alemzadeh, Harrison & Ireland, 2009; Steiner, Mitsias, Ludwig & Kern, 2009).

Para que o *Chewing Simulator* seja um teste padronizado é necessário que as forças geradas apresentem uma magnitude definida pelas condições teste e que esta magnitude seja a mesma para todos os espécimes testados (Rues, Huber, Rammelsberg & Stober, 2011).

Segundo a literatura, o desgaste produzido por 240.000 – 250.000 ciclos mastigatórios corresponde a 1 ano *in vivo*, e 1.200.000 ciclos mastigatórios no *Chewing Simulator* correspondem a 5 anos *in vivo* (Mehl *et al.*, 2007).

Os valores utilizados para reproduzir os ciclos mastigatórios *in vivo* segundo Raabe *et al* (2009) são de 20 aos 120 N para a força de mastigação, frequência normal de mastigação de 1.2 a 1.6 Hz, movimento deslizante dos dentes de 0 a 2.5 mm e número de ciclos mastigatórios diários de 800 a 140.

O *Chewing Simulator* é um aparelho de duplo eixo, que apresenta uma combinação de movimentos verticais e horizontais realizados pelo aparelho contra o material que está a ser testado (Mehl *et al.*, 2007).

4. Microdureza *Vickers*

Os testes de dureza são bastante utilizados na área de Medicina Dentária (Wang, D'Alpino, Lopes & Pereira, 2003).

A dureza de um material é um termo difícil de definir. Em mineralogia a dureza relativa de uma substância consiste na capacidade dessa substância em resistir a ser riscada. Em metalurgia considera-se que a dureza de um material consiste na sua resistência à indentação ou penetração. Atualmente, a dureza tem sido utilizada para prever a

resistência ao desgaste de um material e a capacidade desse material em desgastar ou ser desgastado pelas estruturas dentárias oponentes, a dureza de um compósito é a sua capacidade em resistir às forças de degradação e aumentar o desempenho da restauração. É com base neste processo de resistência à indentação que são desenhados a maioria dos testes de dureza (Anusavice *et al.*, 2013; Chang, Dennison & Yaman, 2013; Fallis, 2013).

A aplicação de uma força através de uma ponta afiada ou uma partícula abrasiva produz uma indentação sobre a superfície de um material, através da interação de inúmeras propriedades. As propriedades relacionadas com a dureza são força de compressão, limite de proporcionalidade e ductilidade. Podem ser utilizados diferentes métodos para expressar a dureza de um material, entre eles destacam-se: *Brinell*, *Rockwell*, *Vickers* e *Knoop*. Cada um destes funciona através de diferentes critérios como a carga aplicada e a geometria do indentador (Figura 5) (Wang *et al.*, 2003; Anusavice *et al.*, 2013).

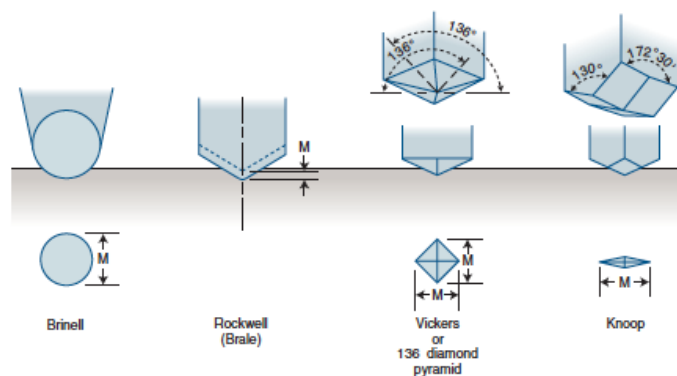


Figura 5 – Representação esquemática dos diferentes testes utilizados para medição da dureza dos materiais (Anusavice *et al.*, 2013).

Os testes de microdureza são usados para estudar as propriedades físicas dos materiais e são comumente utilizados para medir a dureza do dente. Este método é fácil, rápido e requer apenas uma pequena área na superfície de um espécime para ser estudado. Nesta técnica, a superfície do espécime é indentada através de uma ponta de diamante (*Knoop* ou *Vickers*) com uma determinada carga e durante um determinado período de tempo. Após a remoção da carga, as diagonais de indentação são medidas utilizando um microscópio. O valor de microdureza é medido pelo rácio entre a carga de indentação e a área residual de impressão, o que irá depender da forma do indentador (Chuenarrom,

Benjakul & Daosodsai, 2009).

Os testes de *Knoop* e de *Vickers* são classificados como testes de microdureza pois estes utilizam cargas inferiores a 9,8 N. As indentações resultantes são pequenas atingindo profundidades até aos 19 μm , e estes dois testes conseguem medir a dureza dos materiais utilizando pequenas regiões em objetos estreitos (Tabela 1) (Anusavice *et al.*, 2013).

O teste de dureza de *Knoop* é utilizado na avaliação de materiais polimerizáveis como as resinas compostas, pois minimiza o efeito da recuperação elástica. O teste de *Vickers* é considerado um indicador do grau de polimerização das resinas. A indentação de *Vickers* envolve uma área de superfície maior e é mais adequada para a avaliação da superfície de materiais multifásicos (Chang *et al.*, 2013).

Tabela 1 – Diferenças técnicas relativamente aos testes de *Vickers* e *Knoop* (Wang *et al.*, 2003).

Teste	Indentador	Indentação	Condições de superfície	Erros de medição	Indicação	Indicação
Teste de Knoop			Mais sensível	Menos sensível	Pequenas áreas arredondadas	Materiais de difícil quebra e secção fina
Teste de Vickers	2x mais profunda	Diagonal de indentação com 1/3 do comprimento da indentação principal de <i>Knoop</i>	Menos sensível	Mais sensível	Pequenas áreas alongadas	

No teste de microdureza *Vickers* utiliza-se uma pirâmide de base quadrangular que é pressionada utilizando uma carga específica contra a superfície polida de um material, como esquematizado na Figura 5. Para calcular o valor da microdureza *Vickers* a carga é dividida pela área indentada. Os comprimentos das diagonais de indentação são medidos, e é calculada uma média desses valores (Anusavice *et al.*, 2013).

Dado o aparecimento recente de novas formulações de resinas *Bulk Fill*, são escassos os estudos que estudam as suas propriedades. Um dos aspectos onde a lacuna de informação é mais evidente prende-se com a avaliação do efeito do branqueamento e do envelhecimento nas suas características mecânicas quando em função.

II. OBJETIVOS DO ESTUDO

Avaliar o efeito do envelhecimento na microdureza *Vickers* das resinas *Bulk Fill*.

Avaliar o efeito do branqueamento na microdureza *Vickers* das resinas *Bulk Fill*.

Avaliar o efeito do envelhecimento na microdureza *Vickers* das resinas *Bulk Fill* após branqueamento.

Avaliar o efeito da variação de composição do gel de branqueamento na microdureza *Vickers* das resinas *Bulk Fill*.

III. HIPÓTESES DO ESTUDO

Hipóteses Nulas:

1. O envelhecimento não altera a microdureza das resinas *Bulk Fill*.
2. O branqueamento não altera a microdureza das resinas *Bulk Fill*.
3. O envelhecimento não altera a microdureza das resinas *Bulk Fill* submetidas a branqueamento.
4. A variação de composição do gel de branqueamento não altera a microdureza *Vickers* das resinas *Bulk Fill*.

Hipótese Alternativas:

1. O envelhecimento altera a microdureza das resinas *Bulk Fill*.
2. O branqueamento altera a microdureza das resinas *Bulk Fill*.
3. O envelhecimento altera a microdureza das resinas *Bulk Fill* submetidas a branqueamento.
4. A variação de composição do gel de branqueamento não altera a microdureza *Vickers* das resinas *Bulk Fill*.

IV. MATERIAIS E MÉTODOS

Materiais utilizados

1. Espátula reta (Asa Dental – Bozzano, Italy)
2. Espátula angulada (Asa Dental – Bozzano, Italy)
3. Placa de vidro de mistura
4. Papel de acetato
5. Matriz metálica, com cinco orifícios em forma de disco com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura (ISO 4049:2009)
6. Fotopolimerizador EliparTM DeepCure-S LED (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
7. Compressas para limpeza do fotopolimerizador entre cada utilização
9. Água destilada
10. Álcool
11. Teflon (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
12. Vaselina em gel
13. Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan)
14. *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany)
15. Resina acrílica metilmetacrilato (Vertex - Dental B. V. – Zeist, Holanda). Lote U07252
16. X-tra Fill[®] Universal Shade (VOCO, Cuxhaven, Germany): compósito multi híbrido; composição: Matriz orgânica (29,9%) composta por Bis-GMA, UDMA, TEGDMA. A percentagem de carga inorgânica é de 70,1% por volume. Lote 1601243
17. FiltekTM Bulk Fill A2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA); nano híbrido; composição: Matriz orgânica (41,6%) composta por AUDMA, UDMA e 1,12-dodecano-DMA. A percentagem de carga inorgânica é de 58,4% por volume, de partículas não agregadas de 20nm de sílica e 4 a 11nm de zircónia e um agregado de zircónia/sílica constituído por partículas de sílica com 20nm e partículas de zircónia com 4 a 11nm. Lote N665130
18. PoladayTM (SDI, Dublin, Ireland); constituição: Peróxido de hidrogénio a 6%, Glicerina, Água, PEG-12, Carbómero, Hidróxido de Sódio, aroma, Fluoreto de Sódio. Lote P151029
19. PolanightTM (SDI, Dublin, Ireland); constituição: Peróxido de carbamida a 10%, Glicerina, Água, PEG-12, Carbómero, Hidróxido de Sódio, aroma, Fluoreto de Sódio. Lote P151009

Procedimentos laboratoriais

Foram confeccionados de forma padronizada 60 espécimes a partir de duas resinas compostas *Bulk Fill* em forma de disco com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, através da utilização de uma matriz metálica (ISO 4049:2009) com cinco orifícios (Figura 6).

Os 60 espécimes foram divididos em 2 grupos, cada um constituído por 30 discos, consoante a marca de resina utilizada para a sua confeção (Tabela 2).

Grupo 1 (XF) – 30 discos de resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany)

Grupo 2 (FB) – 30 discos de resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)

Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos (Sg) consoante o tratamento de superfície aplicado (n=10) (Tabela 3).

Tabela 2 – Propriedades físicas dos grupos de resinas *Bulk Fill* em estudo de acordo com o fabricante (VOCO, Cuxhaven, Germany & 3M ESPE, St. Paul, MN, USA).

	X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany)	Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
Profundidade de polimerização	Até 4 mm	Até 5 mm
Carga (%/peso)	86%	76,5%
Carga (%/volume)	70,1%	58,4%

Sg 1 (n=10) para cada resina – grupo controlo:

- Imersão em água destilada durante 2 semanas; renovação diária da água.
- Avaliação da microdureza *Vickers* (T1).
- Envelhecimento utilizando o aparelho *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen - Westerham, Germany).
- 2ª medição da microdureza *Vickers* (T2).

Sg 2 (n=10) de cada resina:

- Imersão em gel de peróxido de carbamida a 10%, durante 2 horas por dia, por um período de 2 semanas; lavagem diária dos espécimes e renovação diária do gel.
- Avaliação da microdureza *Vickers* (T1).
- Envelhecimento utilizando o aparelho *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen - Westerham, Germany).
- 2ª medição da microdureza *Vickers* (T2).

Sg 3 (n=10) de cada resina:

- Imersão em gel de peróxido de hidrogénio a 6%, durante 45 minutos por dia, por um período de 2 semanas; renovação diária do gel.
- Sequência idêntica a Sg2.

Tabela 3 – Divisão dos grupos de acordo com o tratamento de superfície aplicado.

Grupo 1 X-tra Fill [®] (VOCO, Cuxhaven, Germany)			Grupo 2 Filtek [™] Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)		
Sg 1	Sg 2	Sg 3	Sg 1	Sg 2	Sg 3
H ₂ O	PC10%	PH6%	H ₂ O	PC10%	PH6%
T1	T1	T1	T1	T1	T1
CS	CS	CS	CS	CS	CS
T2	T2	T2	T2	T2	T2

Para a confecção dos espécimes colocou-se uma placa de vidro e uma folha de acetato por baixo da matriz metálica e seguidamente, com a utilização de uma espátula reta, procedeu-se à colocação do material em cada um dos orifícios da matriz. Compactou-se a resina composta com uma espátula angulada e colocou-se uma folha de acetato por cima (Figura 6).

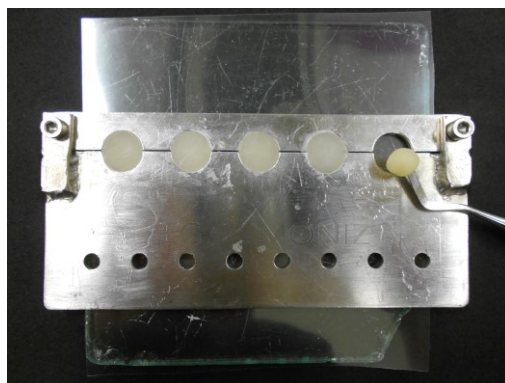


Figura 6 – Imagem recolhida durante a confeção dos discos de resina *Bulk Fill*.

Em seguida, os espécimes foram fotopolimerizados. A fotopolimerização foi padronizada, seguindo as indicações de cada um dos fabricantes das duas marcas, e entre cada utilização foram removidos os resíduos do fotopolimerizador com uma compressa embebida em álcool. O fotopolimerizador utilizado foi o Elipar™ DeepCure-S LED (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), que apresenta uma luz LED com uma potência de 1200 mW/cm^2 e um comprimento de onda entre os 430 nm aos 480 nm (Figura 7). A intensidade de fotopolimerização foi medida pelo radiómetro incorporado no fotopolimerizador a cada 5 utilizações para que a intensidade se mantivesse de acordo com a percentagem esperada (Tabela 4).

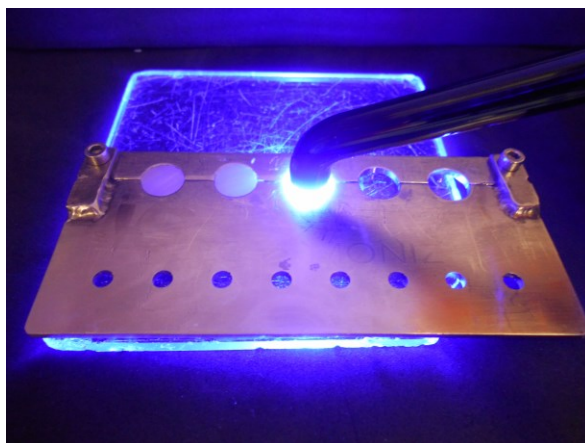


Figura 7 – Imagem recolhida durante a fotopolimerização de um dos espécimes.

Tabela 4 – Divisão das resinas de acordo com a sua potência e tempo de polimerização.

	Grupo 1 X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany)	Grupo 2 Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
Potência	$\geq 800 \text{ mW/cm}^2$	1000mW/cm ² a 2000mW/cm ²
Tempo de polimerização	10 segundos	20 segundos

Posteriormente, os espécimes foram guardados num *tupperware* e colocados numa estufa a 37° em humidade relativa de 100% durante 24 horas.

SUBGRUPO 1

a. Imersão em água destilada

Os espécimes pertencentes ao Sg 1 foram colocados em água destilada durante duas semanas, sendo realizada a renovação diária da água.

b. Avaliação inicial da microdureza *Vickers* (T1)

Posteriormente, os espécimes pertencentes ao Sg 1 foram submetidos a uma avaliação inicial da microdureza *Vickers* (T1).

O ensaio de microdureza *Vickers* foi realizado utilizando o Microdurómetro digital *Vickers* (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) com carga de 29,42 N aplicada durante 5 segundos (Carranza, 2015) (Figura 8). Foram realizadas cinco leituras, uma medição central e quatro pontos cardiais, em cada espécime, obtendo-se uma média final para cada um deles (Figura 9). Dando um total de 100 indentações iniciais (50 indentações no XFSg1 e 50 indentações no FBSg1).

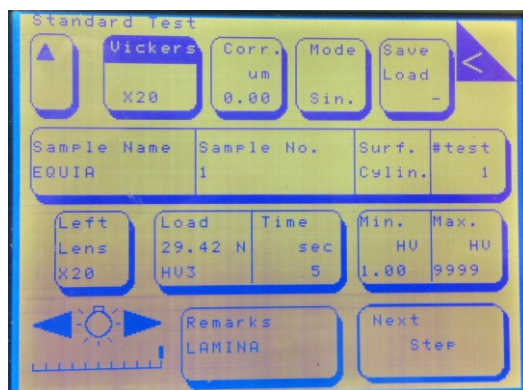


Figura 8 – Imagem recolhida do ecrã do Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan).

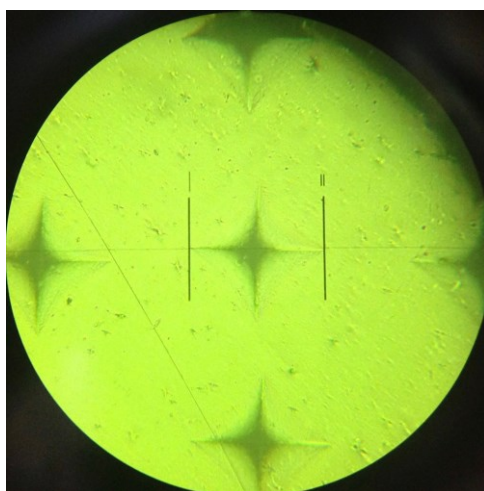


Figura 9 – Imagem recolhida do ecrã do Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) aquando da leitura da quinta indentação de um dos espécimes da amostra.

c. Envelhecimento com *Chewing Simulator* (CS)

Após avaliação da microdureza *Vickers*, os 20 espécimes foram submetidos, grupo a grupo (n=10), a envelhecimento com a utilização do *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen- Westerham, Germany).

A base de suporte do *Chewing Simulator* foi vaselinada e colocou-se Teflon (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) nas zonas de retenção para que posteriormente fosse possível remover a resina acrílica da base de suporte.

Cada espécime foi incluído em resina acrílica quimicamente ativada (Vertex-Dental B. V. – Zeist, Holanda) na base de suporte do *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen- Westerham, Germany). A inclusão dos discos de resina em resina

acrílica quimicamente ativada foi realizada com o objetivo de evitar possíveis oscilações do disco no interior da base de suporte do aparelho.

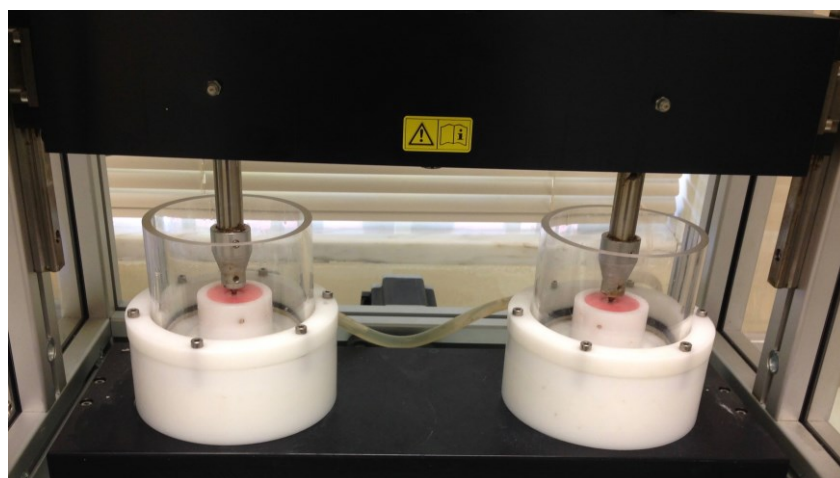


Figura 10 – Imagem recolhida após a colocação de dois espécimes nas câmaras do *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany).

A base de suporte foi colocada e fixada na câmara do aparelho segundo as instruções do fabricante (Figura 10). Posteriormente o disco e a base de suporte foram submersos com água destilada (Figura 11).

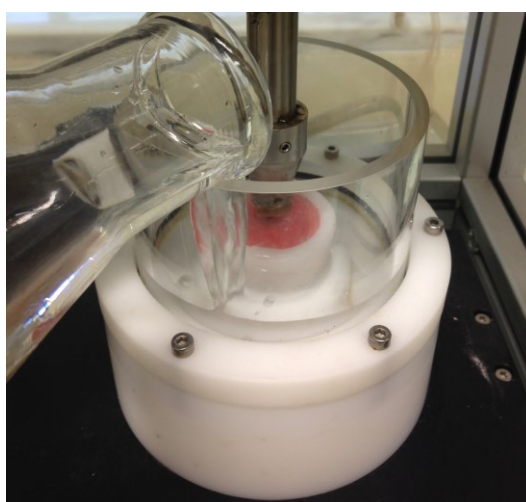


Figura 11 – Imagem recolhida durante a submersão de todo o disco de resina composta e suporte com água destilada.

Para cada um dos espécimes foram realizados 240 000 ciclos, correspondente a um ano *in vivo*, com uma frequência de 1,5 Hz, a uma força de 50N, velocidade de descida de 40 mm/s e um movimento lateral de 0,7mm a uma velocidade de 20 mm/s (Heintze, 2006; Ghazal & Kern, 2008; Steiner, Mitsias, Ludwig & Kern, 2009).

d. Avaliação da microdureza *Vickers* após envelhecimento (T2)

Após envelhecimento, os 20 espécimes foram submetidos a uma nova avaliação da microdureza *Vickers* (T2). Cada um dos espécimes foi submetido a 5 novas leituras através da utilização do Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) (Figura 12).

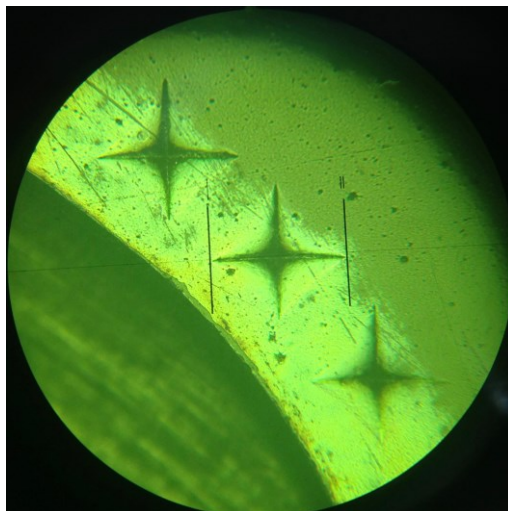


Figura 12 – Imagem recolhida do ecrã do Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) aquando da leitura da terceira indentação de um dos espécimes da amostra após submissão do mesmo a envelhecimento por *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany).

SUBGRUPOS 2 e 3

As resinas dos subgrupos 2 e 3 foram submetidas a dois géis de branqueamento com diferentes concentrações (Tabela 5). No subgrupo 2 foi utilizado peróxido de carbamida a 10% e no subgrupo 3 utilizou-se peróxido de hidrogénio a 6%.

Os géis utilizados foram o Polanight™ 10% (SDI, Dublin, Ireland) e o Poladay™ 6% (SDI, Dublin, Ireland). Os géis foram aplicados segundo as instruções do fabricante. O gel Polanight™ 10% (SDI, Dublin, Ireland) foi aplicado durante duas horas por dia e o gel Poladay™ 6% (SDI, Dublin, Ireland) foi aplicado durante 45 minutos por dia, ambos durante 14 dias.

Tabela 5 – Características dos dois géis de branqueamento utilizados segundo o fabricante (SDI, Dublin, Ireland).

	Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland)	Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland)
Agente Ativo	Peróxido de carbamida	Peróxido de hidrogénio
Concentração	10%	6%
Ingredientes	Glicerina, Água, PEG-12, Peróxido de Carbamida, Carbómero, Hidróxido de Sódio, aroma, Fluoreto de Sódio	Glicerina, Água, PEG-12, Peróxido de Hidrogénio, Carbómero, Hidróxido de Sódio, aroma, Fluoreto de Sódio
pH	6,34	6,13

- a. Branqueamento com peróxido de carbamida a 10% (PC 10%) e peróxido de hidrogénio a 6% (PH 6%) e

Os espécimes foram submetidos a branqueamento segundo as instruções do fabricante. O branqueamento foi efetuado durante 14 dias, em que os espécimes pertencentes ao subgrupo 2 foram submetidos a peróxido de carbamida a 10% durante 2 horas por dia e os espécimes pertencentes ao subgrupo 3 foram submetidos a peróxido de hidrogénio a 6% durante 45 minutos por dia (Figura 13). Para a aplicação do gel os discos foram colocados sobre uma compressa humedecida numa placa de *Petri* com o respetivo gel de branqueamento aplicado na sua superfície durante o tempo indicado.

Após a atuação do gel, os espécimes foram lavados com água destilada e uma compressa. O processo foi repetido diariamente.

Na superfície do disco contrária àquela onde o gel foi aplicado foi efetuada uma marca com uma caneta para que fosse possível, posteriormente, distinguir qual a superfície submetida a branqueamento.

No período entre aplicações, os espécimes foram conservados numa estufa a 37°C em água destilada.

Após os 14 dias, os espécimes foram guardados numa estufa a 37°C em humidade relativa de 100% até ser avaliada a sua microdureza *Vickers*.



Figura 13 – Imagem recolhida durante a aplicação do gel Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland).

b. Avaliação da microdureza *Vickers* após branqueamento (T1)

Para a avaliação da microdureza *Vickers*, foi utilizado o método descrito anteriormente para o subgrupo 1 ponto b.

Foram realizadas um total de 200 indentações após branqueamento.

c. Envelhecimento com *Chewing Simulator* (CS)

Para a execução do ensaio, foi utilizado o método descrito anteriormente para o subgrupo 1 ponto c.

d. Avaliação da microdureza *Vickers* após branqueamento e envelhecimento (T2)

Após branqueamento e envelhecimento dos espécimes, foi efetuada uma nova avaliação da microdureza *Vickers*.

Análise estatística

Os dados obtidos foram tratados estatisticamente com recurso ao *software* SPSS (IBM SPSS Statistics, versão 24.0, Nova Iorque, EUA). Foi efetuada uma análise descritiva e inferencial. Foram aplicados os testes de Kolmogorov-Smirnov e de Shapiro-Wilk para comprovar a normalidade das variáveis contínuas, e o teste de Levene na análise da homogeneidade da variâncias. Seguidamente, o teste paramétrico t-Student analisou de forma comparativa as variáveis em estudo (gel de branqueamento e envelhecimento) para um nível de significância de 5% e o teste de Tukey comparou o efeito dos dois produtos de branqueamento em estudo para cada uma das duas resinas, com um nível de significância de 5%.

V. RESULTADOS

No presente estudo a amostra foi constituída por 60 discos de resina composta *Bulk Fill* com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, divididos em dois grupos consoante a marca de resina utilizada para a sua confeção: X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (XF) e Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (FB). Os dois grupos foram subdivididos em três subgrupos consoante o tratamento de superfície aplicado: Subgrupo 1 (Sg1) - Imersão em água destilada durante duas semanas; Subgrupo 2 (Sg2) - Imersão em gel de peróxido de carbamida a 10% por um período de 2 semanas e; Subgrupo 3 (Sg3) - Imersão em gel de peróxido de hidrogénio a 6% por um período de 2 semanas.

Os 60 espécimes foram posteriormente sujeitos a uma medição da microdureza *Vickers* (T1) utilizando o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan), seguidamente foram submetidos a envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) e por fim foi novamente medida a microdureza *Vickers* (T2) utilizando o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan).

1. Análise estatística descritiva

A tabela 6 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do XFSg1 antes do envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T1). A média da microdureza *Vickers* do XFSg1T1 foi de 124,0 +/- 5,0242 VHN.

A tabela 7 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do XFSg1 após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T2). A média da microdureza *Vickers* do XFSg1T2 foi de 117,0 +/- 3,2172 VHN, ou seja, existe uma diminuição da microdureza *Vickers* da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany)

após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany).

Tabela 6 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (XFSg1T1) em Kg/mm².

1	127	103	132	128	132	124,4
2	128	130	128	122	115	124,6
3	125	120	133	136	132	129,2
4	140	133	133	132	132	134,0
5	127	123	112	110	126	119,6
6	121	133	116	127	126	124,6
7	122	125	125	108	115	119,0
8	123	127	134	125	122	126,2
9	121	120	116	120	119	119,2
10	119	123	119	117	116	118,8

Tabela 7 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (XFSg1T2), em Kg/mm².

1	125	118	123	120	117	120,6
2	116	120	117	122	119	118,8
3	118	128	121	120	117	120,8
4	120	121	124	117	116	119,6
5	107	114	120	125	121	117,4
6	116	105	112	111	110	110,8
7	113	116	110	112	118	113,8
8	112	116	129	112	120	117,8
9	114	119	110	116	120	115,8
10	121	118	107	112	116	114,8

A tabela 8 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do XFSg2 antes do envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T1). A média da microdureza *Vickers* do XFSg2T1 foi de 114,6 +/- 4,1170 VHN.

A tabela 9 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do XFSg2 após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T2). A média da microdureza *Vickers* do XFSg2T2 foi de 113,2 +/- 5,6190 VHN, ou seja existe uma diminuição da microdureza *Vickers* da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland).

Tabela 8 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) antes do envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg2T1) em Kg/mm².

1	133	118	115	124	112	120,4
2	114	112	120	115	121	116,4
3	113	113	118	118	114	115,2
4	106	113	113	112	111	111,0
5	115	111	112	111	110	111,8
6	118	119	112	119	115	116,6
7	115	107	105	113	114	110,8
8	113	118	117	118	118	116,8
9	126	115	120	121	116	119,6
10	104	113	109	110	103	107,8

Tabela 9 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) após envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg2T2) em Kg/mm².

1	134	132	127	121	119	126,6
2	116	108	112	111	116	112,6
3	113	116	120	114	117	116,0
4	120	108	107	118	115	113,6
5	111	105	111	114	105	109,2
6	120	109	108	101	120	111,6
7	102	115	116	122	121	115,2
8	114	112	113	109	115	112,6
9	103	113	119	103	96,5	106,9
10	105	109	108	109	106	107,4

A tabela 10 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do XFSg3 antes do envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T1). A média da microdureza *Vickers* do XFSg3T1 foi de 115,0 +/- 3,8428 VHN.

A tabela 11 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do XFSg3 após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T2). A média da microdureza *Vickers* do XFSg3T2 foi de 112,6 +/- 5,1558 VHN, ou seja existe uma diminuição da microdureza *Vickers* da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland).

Tabela 10 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) antes do envelhecimento e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg3T1), em Kg/mm².

1	115	115	111	119	118	115,6
2	120	117	118	109	111	115,0
3	111	110	114	115	119	113,8
4	112	120	117	115	113	115,4
5	110	113	113	115	112	112,6
6	120	121	121	123	123	121,6
7	121	119	121	118	117	119,2
8	115	112	114	110	118	113,8
9	117	121	121	110	108	115,4
10	116	111	87,6	108	113	107,1

Tabela 11 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina X-tra Fill[®] (VOCO, Cuxhaven, Germany) após envelhecimento e após branqueamento com Poladay[™] (SDI, Dublin, Ireland) (XFSg3T2), em Kg/mm².

1	112	115	108	116	111	112,4
2	115	105	114	115	117	113,2
3	98	105	104	107	108	104,4
4	115	111	115	107	114	112,4
5	110	113	115	113	112	112,6
6	110	96	114	116	119	111,0
7	121	123	125	128	128	125,0
8	99	103	113	115	114	108,8
9	114	110	113	114	116	113,4
10	114	109	115	116	111	113,0

A tabela 12 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do FBSg1 antes do envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T1). A média da microdureza *Vickers* do FBSg1T1 foi de 96,0 +/- 3,7199 VHN.

A tabela 13 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do FBSg1 após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T2). A média da microdureza *Vickers* do FBSg1T2 foi de 90,7 +/- 4,6484 VHN, ou seja, existe uma diminuição da microdureza *Vickers* da resina Filtek[™] Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany).

Tabela 12 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (FBSg1T1), em Kg/mm².

1	99,7	93,7	97,5	101	95,3	97,4
2	101	98	97,2	92,5	91,2	96,0
3	100	94,6	95,1	94,4	95,3	95,9
4	95,6	96,9	98,3	91,1	94,5	95,3
5	97,7	92,5	93,5	91,4	89,6	92,9
6	93,6	89,7	91,1	92,1	87,3	90,8
7	101	92,1	91	91,2	94	93,9
8	92,9	92,5	94,2	93,7	95,5	93,8
9	103	106	102	104	106	104,2
10	100	96,2	95,9	98,9	104	99,0

Tabela 13 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento (FBSg1T2), em Kg/mm².

1	95	97,5	95,2	97,2	93	95,6
2	93,4	87	93,7	94,5	92,8	92,3
3	87,2	89,3	84,1	87,6	85,2	86,7
4	86,9	84,8	79,8	85,6	86	84,6
5	84,8	89	87,6	86,7	88	87,2
6	83,4	86	85,6	80,9	91	85,4
7	97,3	91,3	92,9	95,4	96	94,6
8	89,2	87,5	90,1	88,6	92,1	89,5
9	91,6	94,2	93	94,4	93,8	93,4
10	98,7	91,1	99,2	101	98,9	97,8

A tabela 14 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do FBSg2 antes do envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T1). A média da microdureza *Vickers* do FBSg2T1 foi de 90,6 +/- 3,4275 VHN.

A tabela 15 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em

cada um dos 10 espécimes do FBSg2 após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T2). A média da microdureza *Vickers* do FBSg2T2 foi de 89,1 +/- 3,7329 VHN, ou seja existe uma diminuição da microdureza *Vickers* da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland).

Tabela 14 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) antes do envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg2T1), em Kg/mm².

1	85	90	80,5	85,4	88,5	85,9
2	90,6	92,4	92,8	88	87,4	90,2
3	85,5	83	88	91	85,6	86,6
4	102	96,5	91,4	92,6	102	96,9
5	98,2	92,3	92,6	88,4	95,2	93,3
6	93,1	93,8	95,3	94,9	91,1	93,6
7	90,9	87	84,2	92,3	91,2	89,1
8	91,2	79,8	91	87,6	90	87,9
9	95	90	84,4	90,8	93	90,6
10	95	89	93	93	90	92,0

Tabela 15 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento e após branqueamento com Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg2T2), em Kg/mm².

1	94,3	93,7	98,8	98,5	97	96,5
2	82,4	79,7	76,3	83,3	84	81,1
3	91,9	86,6	89	90	90	89,5
4	91,9	94,8	89,5	87,7	91,5	91,1
5	87,6	90	89	88,8	88,9	88,9
6	86,9	86,7	91	86,9	89,2	88,1
7	88,6	88,2	91	90,3	90,6	89,7
8	90,5	87,9	86,8	90,8	84,3	88,1
9	88,2	94,7	84,1	88,4	90,1	89,1
10	89,8	88,7	88,9	88,7	87,8	88,8

A tabela 16 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do FBSg3 antes do envelhecimento (T1). A média da microdureza *Vickers* do FBSg3T1 foi de 88,7 +/- 2,3165 VHN.

A tabela 17 apresenta os valores de cada uma das indentações realizadas com o Microdurómetro digital *Vickers* HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan) em cada um dos 10 espécimes do FBSg3 após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) (T2). A média da microdureza *Vickers* do FBSg3T2 foi de 88,6 +/- 2,4070 VHN, ou seja existe uma diminuição da microdureza *Vickers* da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland).

Tabela 16 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) antes do envelhecimento e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg3T1), em Kg/mm².

1	81	84	88	89	81	84,6
2	89,8	86	88,6	85,1	86,4	87,2
3	93	92	89	91	81,4	89,3
4	93,1	87,8	89	90	91	90,2
5	87,1	88	85,1	87	85,2	86,5
6	85,9	86,3	90,8	88	90,1	88,2
7	90,7	89	89,4	90,4	91	90,1
8	91	86,8	88,3	88,9	86,8	88,4
9	96	93,8	92	91,6	91,7	93,0
10	92,5	88,5	89,9	89,4	88,3	89,7

Tabela 17 – Valores da microdureza *Vickers* (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) após envelhecimento e após branqueamento com Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) (FBSg3T2), em Kg/mm².

1	89,7	93	85,8	93	88,5	90,0
2	90	86,1	85,1	82,9	86	86,0
3	88,4	87,5	91,2	87,7	90,1	89,0
4	83,3	73,3	94,5	84,4	81,1	83,3
5	91,4	90,7	91,6	95,2	90,6	91,9
6	89,1	90,4	88,3	88,1	87,6	88,7
7	89,7	88,7	85,2	86,9	89,8	88,1
8	92,5	88,6	89	89,1	92,8	90,4
9	89,3	88,8	87,8	89,1	88,2	88,6
10	87,2	89,8	89,3	89,4	92	89,5

A tabela 18 apresenta a média e desvio padrão dos valores da microdureza *Vickers* de cada um dos grupos do estudo, em Kg/mm².

Tabela 18 – Média dos valores da microdureza *Vickers* (VHN) de cada um dos grupos do estudo, em Kg/mm².

Resina	Branqueamento	Envelhecimento	Média microdureza (Kg/mm²)
X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany)	Sem branqueamento	Não	124,0 +/- 5,0242
		Sim	117,0 +/- 3,2172
	Polanight™	Não	114,6 +/- 4,1170
		Sim	113,2 +/- 5,6190
	Poladay™	Não	115,0 +/- 3,8428
		Sim	112,6 +/- 5,1558
Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Sem branqueamento	Não	96,0 +/- 3,7199
		Sim	90,7 +/- 4,6484
	Polanight™	Não	90,6 +/- 3,4275
		Sim	89,1 +/- 3,7329
	Poladay™	Não	88,7 +/- 2,3165
		Sim	88,6 +/- 2,4070

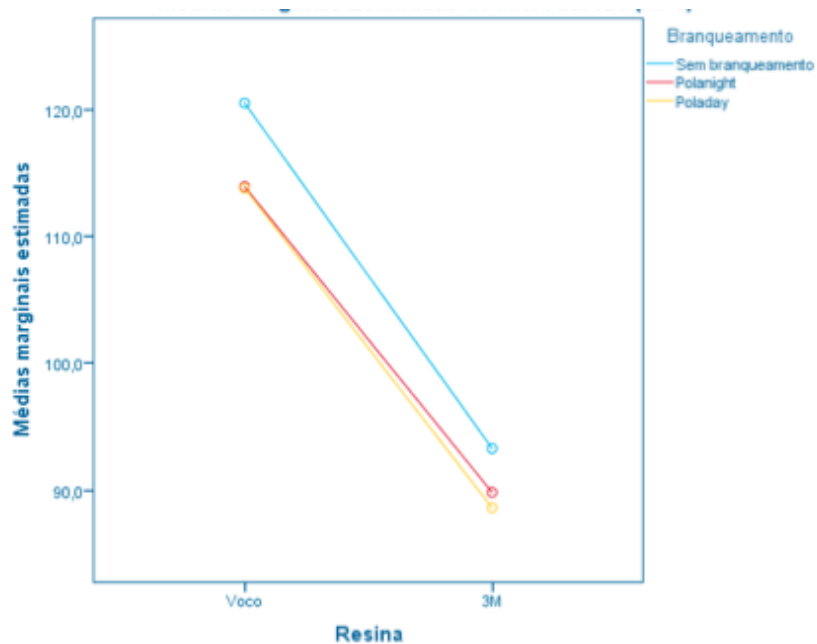


Gráfico 1 – Valores médios da microdureza *Vickers* (VHN) de ambas as resinas tendo em conta o tratamento de superfície aplicado.

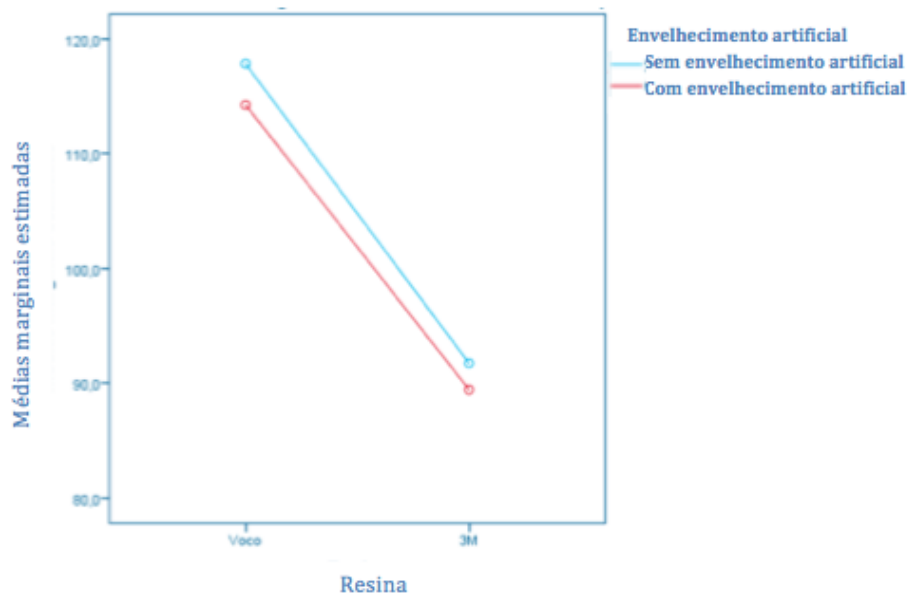


Gráfico 2 – Valores médios da microdureza *Vickers* (VHN) de ambas as resinas antes e após envelhecimento.

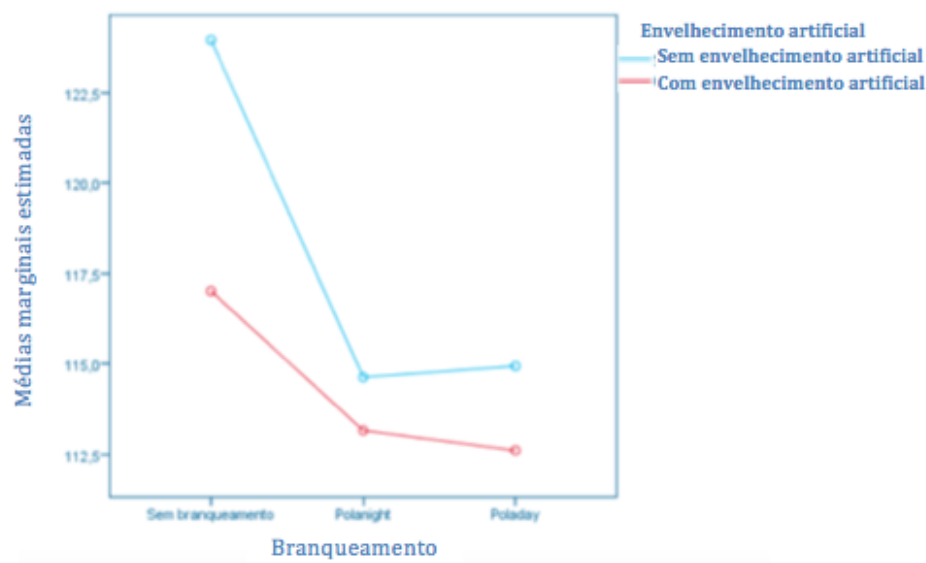


Gráfico 3 – Valores médios da microdureza *Vickers* (VHN) da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) sob influência dos diferentes tratamentos de superfície.

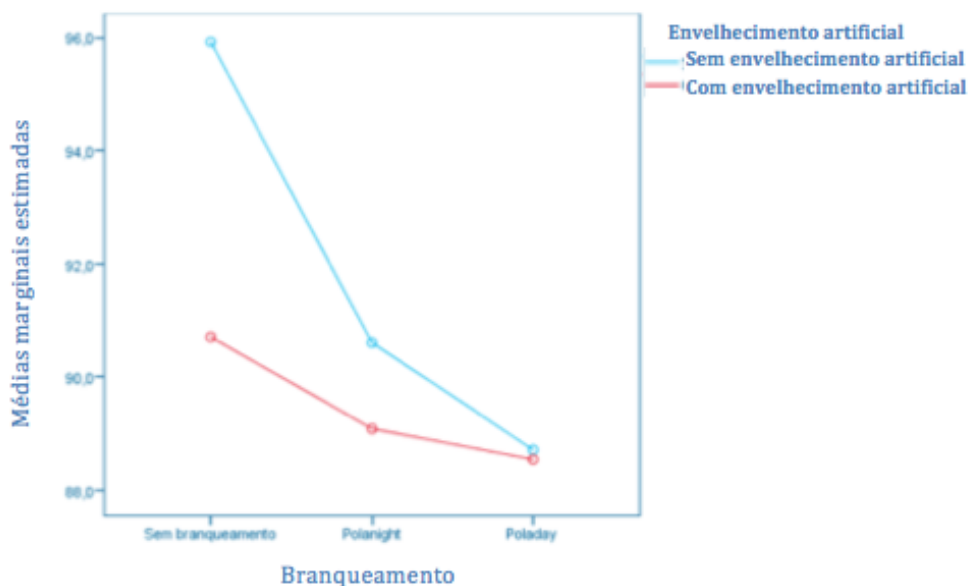


Gráfico 4 – Valores médios da microdureza *Vickers* (VHN) da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) sob influência dos diferentes tipos de tratamento de superfície.

2. Análise estatística inferencial

Tendo em conta os objetivos deste estudo, nomeadamente avaliar o efeito do envelhecimento ou branqueamento, isoladamente, ou envelhecimento após branqueamento na microdureza de duas resinas *Bulk Fill*, foram aplicados os testes *t* para amostras independentes, para um nível de significância de 5%, em que o branqueamento e o envelhecimento artificial foram os dois fatores independentes. Aplicou-se o teste de Tukey para comparar o efeito de cada um dos dois produtos de branqueamento na microdureza das duas resinas em estudo.

Tabela 19 – Valores de *p* obtidos para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste de Tukey, diferenciando os dois tipos de branqueamento utilizados neste estudo.

			Dif. Média (I-J)	Erro padrão	Sig.	Intervalo de Confiança 95%	
						Limite inferior	Limite superior
Tukey HSD	I-branq.	J-branq.					
	S/branq	Polanight™	9,3200	1,9487	,000	4,488	14,152
		Poladay™	9,0100	1,9487	,000	4,178	13,842
	Polanight™	S/branq	-9,3200	1,9487	,000	-14,152	-4,488
		Poladay™	-0,3100	1,9487	,986	-5,142	-4,522
	Poladay™	S/branq	-9,0100	1,9487	,000	-13,842	-4,178
		Polanight™	0,3100	1,9487	,986	-4,522	5,142

Tabela 20 – Valores de *p* obtidos para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) utilizando o teste de Tukey, diferenciando os dois tipos de branqueamento utilizados neste estudo.

			Dif. Média (I-J)	Erro padrão	Sig.	Intervalo de Confiança 95%	
						Limite inferior	Limite superior
Tukey HSD	I-branq.	J-branq.					
	S/branq	Polanight™	5,3100	1,4365	,003	1,748	8,872
		Poladay™	7,2000	1,4365	,000	3,638	10,762
	Polanight™	S/branq	-5,3100	1,4365	,003	-8,872	-1,748
		Poladay™	1,8900	1,4365	,399	-1,672	5,452
	Poladay™	S/branq	-7,2000	1,4365	,000	-10,762	-3,638
		Polanight™	-1,8900	1,4365	,399	-5,452	1,672

Através dos valores observados nas tabelas 19 e 20 podemos concluir, com um nível de significância de 5%, que os dois géis de branqueamento utilizados neste estudo diminuem a microdureza tanto da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) ($p<0,001$ para o gel Polanight™ e $p<0,001$ para o gel Poladay™) como da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ($p=0,003$ para o gel Polanight™ e $p<0,001$ para o gel Poladay™) de forma estatisticamente significativa.

No entanto, também através das tabelas 19 e 20, pode observar-se que não existe qualquer diferença na utilização de um gel em detrimento de outro, pois não se encontram diferenças estatisticamente significativas na microdureza da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) ($p=0,986$) ou da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ($p=0,399$) quando se utiliza o gel Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) ou o gel Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland).

Tabela 21 – Valores de p obtidos para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza sem branqueamento e após branqueamento, independentemente do gel utilizado.

	Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias						
	F	Sig.	t	gl	Sig.	Dif. média	Erro padrão da dif.	95% intervalo de confiança da dif.	
								Inferior	Superior
VHN	4,982	0,035	7,102	11,693	,000	12,0835	1,7014	8,3657	15,8013

Através da tabela 21 pode observar-se, tal como na tabela 19, que ocorre uma diminuição da microdureza da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) quando submetida a branqueamento.

Teste t para amostras independentes: $t(11,693)=7,102$, $p<0,001$.

Tabela 22 – Valores de p obtidos para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza sem branqueamento e após branqueamento, independentemente do gel utilizado.

	Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias						
	F	Sig.	t	gl	Sig.	Dif. média	Erro padrão da dif.	95% intervalo de confiança da dif.	
								Inferior	Superior
VHN	5,958	0,022	5,554	10,364	,000	6,7729	1,2195	4,0686	9,4773

Através da tabela 22 pode observar-se, tal como na tabela 20, que ocorre uma diminuição da microdureza da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) quando submetida a branqueamento.

Teste t para amostras independentes: $t(10,364)=5,554, p<0,001$.

Tabela 23 – Valores de p obtidos para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza antes e após envelhecimento artificial.

	Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias						
	F	Sig.	t	gl	Sig.	Dif. média	Erro padrão da dif.	95% intervalo de confiança da dif.	
								Inferior	Superior
VHN	1,375	0,256	3,679	18	,002	6,9400	1,8866	2,9764	10,9036

Tabela 24 – Valores de p obtidos para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza antes e após envelhecimento artificial.

	Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias						
	F	Sig.	t	gl	Sig.	Dif. média	Erro padrão da dif.	95% intervalo de confiança da dif.	
								Inferior	Superior
VHN	2,095	0,165	2,767	18	,013	5,2100	1,8827	1,2546	9,1654

Tanto na resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) como na resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) observa-se uma diminuição estatisticamente significativa da microdureza, quando são submetidas a envelhecimento artificial com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany).

Teste t para amostras independentes: $t(18)=3,679$, $p=0,002$ para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (Tabela 23).

Teste t para amostras independentes: $t(18)=2,767$, $p=0,013$ para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Tabela 24).

Tabela 25 – Valores de p obtidos para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza após envelhecimento artificial e branqueamento

	Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias						
	F	Sig.	t	gl	Sig.	Dif. média	Erro padrão da dif.	95% intervalo de confiança da dif.	
								Inferior	Superior
VHN	4,982	0,035	7,102	11,693	,000	12,08353	1,70137	8,36575	15,80131

Tabela 26 – Valores de p obtidos para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) utilizando o teste t-Student, avaliando o efeito da microdureza após envelhecimento artificial e branqueamento.

	Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade de médias						
	F	Sig.	t	gl	Sig.	Dif. média	Erro padrão da dif.	95% intervalo de confiança da dif.	
								Inferior	Superior
VHN	5,958	0,022	5,554	10,364	,000	6,77294	1,21951	4,06858	9,47730

Pode ainda afirmar-se que há uma diminuição estatisticamente significativa da microdureza, tanto da X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) como da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), quando submetidas a envelhecimento artificial com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) após branqueamento.

Teste t para amostras independentes: $t(11,693)=7,102$, $p<0,001$ para a resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) (Tabela 25).

Teste t para amostras independentes: $t(10,364)=5,554$, $p<0,001$ para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Tabela 26).

VI. DISCUSSÃO

A longevidade das resinas compostas é influenciada por fatores químicos, como o pH, a humidade e a temperatura, e fatores mecânicos como os hábitos oclusais e as forças da mastigação que variam de pessoa para pessoa. Estes fatores, tanto químicos como mecânicos conduzem ao desgaste e envelhecimento das restaurações (Ravindranath, Gosz, Santiago, Drummond & Mostovoy, 2007).

O desgaste subsequente às forças da mastigação pode levar à falha das restaurações devido à formação de *cracks* na superfície da resina composta. Assim, a aplicação de uma carga mecânica, pode conduzir à fratura das restaurações devido ao desgaste por fadiga gerado por ação da carga submetida a esse material (Ruben, Roeters, Montagner & Huysmans, 2014).

A resistência à fratura é um fator preponderante na determinação da longevidade das restaurações no meio ambiente oral. Deste modo, as restaurações que apresentam maior resistência à fratura são também aquelas que apresentam uma maior taxa de sobrevivência quando sujeitas às forças mastigatórias (Sola-Ruiz, Agustin-Panadero, Campos-Estelles & Labaig-Rueda, 2015).

Os ensaios clínicos são o método ideal para avaliar o desempenho das restaurações, nomeadamente o grau de desgaste quando sujeito às forças mastigatórias. No entanto, estes testes exigem tempo e custos bastante elevados. Contrariamente aos estudos clínicos, os testes laboratoriais, nomeadamente, o envelhecimento artificial com *Chewing Simulator*, permitem avaliar diferentes materiais sob condições padronizadas, constituindo um método eficaz na avaliação dos materiais dentários. As cargas mecânicas geradas pelo *Chewing Simulator* constituem o teste *in vitro* ideal para reproduzir a função mastigatória (Guo *et al.*, 2014).

As forças mastigatórias variam de indivíduo para indivíduo, encontrando-se normalmente entre os 10 N e os 120 N durante a mastigação e deglutição. As forças máximas são consideravelmente mais altas, variando entre os 190 N e os 290 N na região anterior e entre os 200 N aos 360 N na região molar (Steiner *et al.*, 2009).

Atualmente, as forças utilizadas em estudos *in vitro* para uma simulação mais aproximada das características do aparelho mastigatório, variam entre os 48 N e os 52 N (Ghazal & Kern, 2009). Assim, no presente estudo utilizou-se uma força de 50 N.

É importante frisar que, para além da carga exercida durante a mastigação, existem outros fatores importantes a ter em consideração. A mastigação é dinâmica, ou seja, as forças exercidas pelo aparelho estomatognático não são estáticas. Podem observar-se movimentos em forma de onda semi-sinusoidal com uma frequência de 0,2 Hz a 1,5 Hz, com um movimento lateral de 0,7 mm, a uma velocidade de 20 mm/s e um movimento de descida de 40 mm/s (Heintze, 2006; Steiner *et al.*, 2009).

Os testes *in vitro* devem replicar de forma fiável as condições fisiológicas do aparelho estomatognático, de forma a apresentar resultados que sejam o mais aproximado possível da realidade. Assim, é importante e essencial simular a mastigação tendo em conta a frequência, a carga de mordida e os movimentos exercidos num número de ciclos que seja clinicamente relevante. Foi comprovado que 1 200 000 ciclos correspondem a 5 anos de mastigação *in vivo*. No entanto, um número tão elevado de ciclos é difícil de simular *in vitro* pela quantidade de tempo necessário para realizar um estudo (Heintze, 2006).

Steiner *et al* (2009) afirma que a solução passaria por aumentar o número de espécimes simultaneamente submetidos a envelhecimento artificial por *Chewing Simulator* e estuda essa mesma hipótese, acabando por concluir que o envelhecimento artificial não é realizado de um modo totalmente igualitário entre todos os espécimes quando envelhecidos em simultâneo por diferentes câmaras.

Sendo assim, o envelhecimento artificial por *Chewing Simulator* do presente estudo foi realizado com uma carga de 50 N, uma frequência de 1,5 Hz, um movimento lateral de 0,7 mm a uma velocidade de 20 mm/s e um movimento de descida de 40 mm/s, utilizando-se um número total de 240 000 ciclos. Segundo Mehl *et al* (2007) 240 000 ciclos correspondem a um ano de envelhecimento *in vivo*.

Na cavidade oral, as restaurações estão sujeitas tanto às forças mastigatórias como à

ação de outros elementos presentes, como o pH, temperatura e humidade, que fazem parte do aparelho estomatognático. As forças mastigatórias geram reações diferentes tanto nos dentes como nas restaurações podendo levar à sua deformação, comprometendo a longevidade dos materiais (Wang *et al.*, 2003).

O comportamento clínico dos materiais dentários é parcialmente determinado pela capacidade destas restaurações se adaptarem à estrutura dentária e à sua capacidade para resistir à degradação resultante das condições adversas presentes na cavidade oral. A degradação a que as restaurações estão sujeitas resulta de um conjunto de efeitos como a abrasão, as forças mastigatórias e a deterioração provocada pelos fluidos orais (Chang *et al.*, 2013).

Segundo Chang *et al* (2013) a dureza das resinas compostas está diretamente relacionada com a sua capacidade para resistir às forças de degradação. Existem quatro testes indicados para avaliar a dureza dos materiais. Neste estudo optou-se pela utilização do teste da microdureza *Vickers* para avaliar a resistência das resinas compostas em estudo. Optou-se pela utilização deste teste em detrimento do teste da microdureza *Knoop* pois segundo Wang *et al* (2013) este é frequentemente utilizado para avaliar a microdureza da estrutura dentária, como o esmalte e a dentina, e o teste da microdureza *Vickers* é habitualmente utilizado para avaliar as propriedades físicas das resinas compostas.

Dado que a estética dentária é um fator influente na aparência mais ou menos atrativa facial, a população dá cada vez mais importância à forma e cor dos dentes. Deste modo, o branqueamento dentário tornou-se um tratamento muito popular que permite a alteração da cor dos dentes, satisfazendo assim as necessidades estéticas do ser humano (Tin-Oo, Saddki & Hassan, 2011).

Devido à sua elevada estética e à possibilidade de preparações dentárias conservadoras, as resinas compostas são um material muito utilizado nas restaurações dentárias. Desde a introdução do tratamento dentário através da técnica do branqueamento, muitos autores dedicaram-se ao estudo dos efeitos deste tratamento nas restaurações dentárias pré-existentes. Alguns autores demonstraram que o branqueamento com peróxido de

carbamida levava à diminuição da microdureza dos materiais restauradores (Taher, 2005). No entanto, outros, reportaram que a utilização dos produtos branqueadores não tinha qualquer efeito negativo nos materiais dentários (Leal *et al.*, 2005). Assim, torna-se relevante estudar a influência dos agentes de branqueamento nos materiais restauradores mais utilizados na atualidade.

Desde a introdução das resinas compostas no mercado, têm sido feitas diversas alterações na sua composição química com o intuito de melhorar as propriedades deste material. Recentemente, foi introduzida uma nova categoria, as resinas *Bulk Fill*. A sua particularidade consiste na possibilidade de adicionar incrementos até 4 mm ou 5 mm, não sendo necessária a utilização da técnica incremental (Czasch & Ilie, 2013).

Quando é introduzida no mercado uma nova categoria de resinas compostas, com alterações na sua composição química, torna-se importante estudar o seu comportamento quando submetida a diversos fatores. Assim, no presente estudo foram escolhidas duas resinas compostas *Bulk Fill*, a X-tra Fill[®] (VOCO, Cuxhaven, Germany) e a Filtek[™] Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA). A escolha destas duas resinas prende-se no fato de apresentarem formulações distintas sendo que uma das resinas em estudo é multi híbrida e a outra é nano híbrida. A resina Filtek[™] Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) apresenta ainda na sua constituição monómeros recentemente introduzidos no mercado como o AUDMA, pelo que o seu estudo se torna uma vantagem e uma mais valia.

Vários estudos comprovaram que a microdureza das resinas compostas diminui quando estas são expostas a inúmeros fatores físicos, como as forças da mastigação e alteração da microdureza pela ação de fatores químicos como o peróxido de hidrogénio utilizado durante o branqueamento dentário (El-Murr *et al.*, 2011; Guo *et al.*, 2014). Como tal, definiram-se como variáveis do estudo: a ação de dois agentes de branqueamento, sendo eles o Poladay[™] (SDI, Dublin, Ireland) e o Polanight[™] (SDI, Dublin, Ireland) e a ação das forças da mastigação utilizando o *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany).

De Andrade *et al* (2014) realizaram um estudo onde avaliaram a microdureza de uma resina composta nano particulada após utilização de três géis de branqueamento diferentes e após contacto com diferentes líquidos ingeridos no dia a dia. O gel de peróxido de carbamida a 10% não alterou a microdureza da resina de forma estatisticamente significativa.

Leal *et al* (2015) levaram a cabo um estudo de forma a avaliar a influência de dois agentes de branqueamento na microdureza e rugosidade de duas resinas compostas, uma resina convencional e uma resina *Bulk Fill*, concluindo que não ocorreram alterações na microdureza das duas resinas quando submetidas a branqueamento.

Já Hannig *et al* (2007) concluíram no seu trabalho que o branqueamento diminui de forma estatisticamente significativa a microdureza das resinas compostas, afirmando que apenas o polimento das restaurações não é suficiente para solucionar a diminuição da microdureza observada.

Também o estudo efetuado por Zuryati *et al* (2013), que avaliou a rugosidade e microdureza de três resinas convencionais quando submetidas a dois géis de branqueamento com diferentes concentrações, concluiu que existia uma diminuição na microdureza das três resinas independentemente do gel de branqueamento utilizado.

Embora existam diferenças entre os estudos acima mencionados e o presente estudo, como a percentagem do gel de branqueamento, o tipo de resina e o teste utilizado para avaliar a microdureza das resinas, é contudo possível corroborar as conclusões obtidas nos dois últimos estudos mencionados, pois neste trabalho observou-se uma diminuição estatisticamente significativa na microdureza das duas resinas após branqueamento.

As comparações efetuadas com o teste de Tukey mostraram que tanto na resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) como na resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ocorreu uma diminuição na microdureza *Vickers* quando submetidas a branqueamento com dois géis com diferentes concentrações, o gel Poladay™ (SDI, Dublin, Ireland) com uma percentagem de 6% de peróxido de hidrogénio e o gel

Polanight™ (SDI, Dublin, Ireland) com uma percentagem de 10% de peróxido de carbamida.

A resistência ao desgaste de um material é definida como a capacidade desse material em resistir à perda de superfície, causada por diferentes fatores como abrasão, atrição, erosão e fadiga. A abrasão e atrição são os principais mecanismos responsáveis pelo desgaste dentário. A complexidade destes dois mecanismos torna difícil a simulação deste processo *in vitro*. Em relação às resinas compostas, a resistência ao desgaste é definida como a capacidade da resina em resistir ao contacto por parte das estruturas dentárias oponentes. O desgaste das resinas compostas está diretamente relacionado com a percentagem e tamanho das partículas de carga inorgânica presentes bem como a própria formulação da resina (Mehl *et al.*, 2007; Cao, Zhao, Gong & Zhao, 2013).

No presente estudo as duas resinas *Bulk Fill* foram submetidas a envelhecimento utilizando *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany), durante um período de tempo correspondente a um ano *in vivo* (Mehl *et al.*, 2007). Através das comparações efetuadas com o teste-t para amostras independentes comprovou-se que o envelhecimento artificial correspondente a um ano *in vivo* diminuiu a microdureza das duas resinas de forma estatisticamente significativa.

A microdureza das resinas compostas depende de diversos fatores, sendo um deles a quantidade de partículas de carga inorgânica, sendo que quanto maior a percentagem de partículas de carga inorgânica maior será a dureza da resina composta e consequentemente melhor será o seu desempenho na cavidade oral (Brandão, Abado, Vaz & Saad, 2005).

Tauböck, Tarle, Marovic & Attin (2015) defenderam também no seu estudo que a microdureza de um compósito é diretamente proporcional à quantidade de carga inorgânica presente na sua formulação.

No presente estudo foi avaliada a microdureza de uma resina composta *Bulk Fill* nano híbrida contendo uma percentagem de carga inorgânica de 58,4% por volume: Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA); e uma resina composta *Bulk Fill* multi

híbrida contendo uma percentagem de carga inorgânica de 70,1% por volume: X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany). Após avaliação da microdureza das duas resinas concluiu-se que, independentemente do tratamento de superfície aplicado e independentemente do envelhecimento a que as duas resinas foram submetidas, a microdureza da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) é substancialmente superior à microdureza da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), corroborando os estudos acima referidos.

Leprince *et al* (2014) estudaram as propriedades mecânicas das resinas *Bulk Fill* comparando-as com duas resinas compostas convencionais, uma de alta viscosidade e uma de baixa viscosidade. Os resultados obtidos indicaram que a microdureza das resinas *Bulk Fill* era inferior à microdureza da resina convencional de alta viscosidade e semelhante à resina convencional de baixa viscosidade. Concluiu-se assim com este estudo que apesar das vantagens destes materiais relativamente ao tempo despendido, as suas propriedades mecânicas eram inferiores às propriedades observadas nas resinas convencionais.

No entanto, o estudo efetuado por Al Sunbul, Silikas & Watts (2016), apresentou resultados diferentes dos acima referidos, afirmando que a microdureza das resinas *Bulk Fill* de alta viscosidade é semelhante à microdureza das resinas convencionais em estudo, podendo as resinas *Bulk Fill* ser utilizadas nas mesmas circunstâncias que as resinas compostas convencionais.

No estudo efetuado por Rosatto *et al* (2015) foram comparadas entre si as propriedades mecânicas de quatro resinas *Bulk Fill* e de uma resina convencional. Após análise de microdureza, concluiu-se que a microdureza das resinas *Bulk Fill* é semelhante à microdureza da resina composta convencional em estudo.

No presente estudo, ao avaliar a microdureza de duas resinas *Bulk Fill* antes e após envelhecimento artificial correspondente a um ano *in vivo* com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) pôde concluir-se que ocorre uma diminuição estatisticamente significativa na microdureza *Vickers* após envelhecimento artificial, independentemente da resina.

Apesar das limitações do presente estudo concluiu-se que após um ano da restauração na cavidade oral, as resinas *Bulk Fill* apresentam uma diminuição estatisticamente significativa na sua microdureza.

Neste trabalho foi ainda comparada a microdureza inicial das duas resinas com a sua microdureza após envelhecimento artificial e branqueamento. A partir dos resultados obtidos concluiu-se que, após envelhecimento artificial e branqueamento, a microdureza tanto da resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) como da resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) apresentou uma diminuição estatisticamente significativa.

Com base nos resultados acima expostos pode ainda afirmar-se que, tanto na resina X-tra Fill® (VOCO, Cuxhaven, Germany) como na resina Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), a utilização de um gel de branqueamento em detrimento de outro não é estatisticamente relevante, ou seja, o efeito do branqueamento na microdureza de ambas as resinas é o mesmo qualquer que seja o gel aplicado.

Assim concluiu-se que se o paciente apresentar restaurações efetuadas com uma resina *Bulk Fill* e realizar branqueamento, a microdureza no início, após branqueamento e após um ano de envelhecimento da restauração é inferior; sendo assim, as restaurações poderão vir a ter um comportamento que obrigue à sua substituição precoce após realização de branqueamento dentário em ambulatório, independentemente do tipo de formulação utilizada para a sua realização. Obviamente a sua substituição pode ser considerada também por outras razões que não a alteração das propriedades da resina, tais como se as exigências estéticas a isso obrigarem dada a discrepância final usual entre o dente branqueado e a restauração nele inserida.

Relevância clínica: É importante que os Médicos Dentistas conheçam as propriedades físicas e mecânicas dos materiais com que trabalham, para que possam retirar deles o máximo desempenho, funcionalidade e longevidade de forma a obterem o êxito requerido no seu trabalho. Quando um novo material é introduzido no mercado, torna-se imprescindível o seu estudo nas várias condições a que pode estar sujeito aquando do seu uso.

A técnica incremental é utilizada pelos Médicos Dentistas de forma a diminuir a contração de polimerização das resinas compostas. No entanto, esta é uma técnica demorada visto que a resina é colocada na cavidade em incrementos de 2 mm. Assim, tentando acompanhar a constante evolução da ciência, foram introduzidas no mercado as resinas *Bulk Fill* que permitem a colocação de incrementos de 4 mm ou 5 mm (dependendo da indicação do fabricante).

Na literatura atual não existem estudos de envelhecimento incluindo a metodologia e as variáveis aplicadas neste trabalho. Embora os testes de laboratório não possam reproduzir na perfeição as condições a que as resinas compostas estão sujeitas na cavidade oral, este estudo permitiu-nos compreender melhor o comportamento e longevidade das mesmas quando expostas às forças do aparelho estomatognático e a fatores externos como o branqueamento dentário.

No presente estudo avaliou-se a microdureza de duas resinas compostas *Bulk Fill*. A microdureza destas resinas é avaliada em diferentes condições ambientais e funcionais a que as restaurações estão sujeitas na cavidade oral, como por exemplo o branqueamento (fator químico), e a mastigação (fator físico). Segundo os dados obtidos neste estudo, observou-se uma diminuição estatisticamente significativa na microdureza das duas resinas *Bulk Fill* quando submetidas a envelhecimento após branqueamento e quando submetidas a branqueamento e envelhecimento, isoladamente. Ambos os produtos de branqueamento diminuíram a microdureza das resinas em estudo, podendo assim concluir-se que não existem diferenças na utilização de um gel em detrimento de outro.

Perante estes resultados, rejeitam-se as três primeiras hipóteses nulas acima referidas dado que a diminuição da microdureza *Vickers* das duas resinas quando submetidas a envelhecimento ou branqueamento ou envelhecimento com *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) após branqueamento foi estatisticamente significativa.

A quarta hipótese nula é aceite, dado que segundo os resultados obtidos, apesar dos dois produtos de branqueamento terem individualmente diminuído a microdureza das duas resinas, essa diminuição não foi estatisticamente significativa entre os 2 produtos.

Limitações do estudo:

1. Para uma utilização eficaz do aparelho *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) é importante que o espécime em estudo se encontre posicionado paralelamente à estrutura antagonista. A base de suporte utilizada foi preenchida com resina acrílica quimicamente ativada de forma a fixar o espécime. Esta etapa é, de algum modo, difícil de padronizar.
2. O *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) permite simular os fatores físicos presentes na cavidade oral. No entanto, não são, em geral, avaliadas variações de certos fatores químicos, como o pH, a humidade ou a temperatura.
3. No presente estudo, as resinas *Bulk Fill* foram sujeitas a 240 000 ciclos, que correspondem a um ano *in vivo* (Mehl *et al.*, (2007). No entanto são necessários estudos que simulem um maior grau de envelhecimento das resinas compostas.
4. A estrutura antagonista utilizada no aparelho *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany) é uma estrutura de metal. No entanto, na cavidade oral as cargas a que as restaurações estão sujeitas são cargas submetidas pelos dentes antagonistas e por vezes a interposição de alimentos, pelo que a utilização de um dente como antagonista tornaria o estudo mais adaptado às condições existentes *in vivo*.

VII. CONCLUSÕES

De acordo com os dados obtidos neste estudo, pode concluir-se que:

- Uma restauração direta efetuada com as resinas *Bulk Fill* estudadas e submetida a envelhecimento, ou branqueamento, ou envelhecimento após branqueamento, durante um ano, com simulação parcial das condições da cavidade oral, apresenta uma diminuição estatisticamente significativa da sua microdureza.
- O gel PoladayTM (SDI, Dublin, Ireland) e o gel PolanightTM (SDI, Dublin, Ireland) apresentaram efeitos idênticos nas duas resinas *Bulk Fill* em estudo. Desta forma, pode não ser relevante a escolha de um gel em detrimento de outro, dado que produzem ambos o mesmo efeito na microdureza de ambas as resinas.

Perspectivas futuras:

- Avaliar a microdureza *Vickers* das resinas compostas estudadas submetidas a envelhecimento artificial, simulando períodos superiores de envelhecimento.
- Comparar a microdureza *Vickers* das resinas compostas estudadas com resinas convencionais, quando submetidas a envelhecimento e branqueamento.
- Avaliar a microdureza *Vickers* de uma maior diversidade de resinas *Bulk Fill*.
- Avaliar a microdureza *Vickers* das resinas em estudo quando submetidas a uma maior diversidade de agentes de branqueamento, tais como os utilizados em consultório.
- Avaliar através da microscopia de força atómica a rugosidade das resinas *Bulk Fill* após submetidas a branqueamento e/ou envelhecimento.

VIII. BIBLIOGRAFIA

- Al Sunbul, H., Silikas, N., & Watts, D. C. (2016). Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dental Materials*, 32(8), 987-997.
- Aljabo, A., Xia, W., Liaqat, S., Khan, M. A., Knowles, J. C., Ashley, P., & Young, A. M. (2015). Conversion, shrinkage, water sorption, flexural strength and modulus of re-mineralizing dental composites. *Dental Materials*, 31(11), 1279-1289.
- Alqahtani, M. Q. (2014). Tooth-bleaching procedures and their controversial effects: A literature review. *Saudi Dental Journal*, 26(2), 33–46. doi:10.1016/j.sdentj.2014.02.002
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). Mechanical Properties of Dental Materials. In *Phillips' Science of Dental Materials* (12th ed, pp. 275-306). St. Louis: Elsevier.
- Bellan, J., Soares, R. C. V., Ribeiro, A. P. D., Soares, D. G. S., Sacono, N. T., Hebling, J., & Costa, C. A. S. (2011). Efeito de um Gel de Peróxido de Carbamida a 10% Sobre a Resistência de União de Restaurações Adesivas à Dentina. *Revista Odontológica do Brasil Central*, 20(53), 108–113.
- Berger, S. B., & Soares, L. E. S. (2014). Effects of various hydrogen peroxide bleaching concentrations and number of applications on enamel. *Brazilian Oral Science*, 13(1), 22 – 27.
- Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., & Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*, 23(1), 51–59. doi:10.1016/j.dental.2005.12.003
- Blackham, J. T., Vandewalle, K. S., & Lien, W. (2009). Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Operative Dentistry*, 34, 697–702. doi:10.2341/08-118-L

- Brandão, L., Abado, G. L., Vaz, L. G., & Saad, J. R. C. (2005). Compressive strength and compressive fatigue limit of conventional and high viscosity posterior resin composites. *Dental Materials*, 19(4), 272–277.
- Caixeta, R. V., Guiraldo, R. D., Kaneshima, E. N., Barbosa, A. S., Picolotto, C. P., Lima, A. E. S., ... Burger, S. B. (2015). Push-Out Bond Strength of Restorations with Bulk-Fill, Flow, and Conventional Resin Composites. *The Scientific World Journal*, 2015;2015:452976.
- Cao, L., Zhao, X., Gong, X., & Zhao, S. (2013). An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 6(6), 423–430.
- Cao, L., Huang, L., Wu, M., Wei, H., & Zhao, S. (2015). Effects of cold light bleaching on the color stability of composite resins. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 8(6), 8968–8976.
- Chang, M., Dennison, J., & Yaman, P. (2013). Physical property evaluation of four composite materials. *Operative Dentistry*, 38(5), E144–53. doi:10.2341/12-203-L
- Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549–560. doi:10.1177/0022034510363765
- Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). Effect of Indentation Load and Time on Knoop and Vickers Microhardness Tests for Enamel and Dentin. *Materials Research-Ibero-American Journal of Materials*, 12(4), 473–476. doi:10.1590/S1516-14392009000400016
- Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402–16. doi:10.1177/0022034510381263

- Czasch, P., & Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227–235. doi:10.1007/s00784-012-0702-8
- De Andrade, I. C. G. B., Basting, R. T., Rodrigues, J. A., Amaral, F. L. B., Turssi, C. P., & França, F. M. G. (2014). Microhardness and color monitoring of nanofilled resin composite after bleaching and staining. *European Journal of Dentistry*, 8(2), 160–165. doi:10.4103/1305-7456.130586
- Durner, J., Obermaier, J., & Ilie, N. (2014). Investigation of different bleaching conditions on the amount of elutable substances from nano-hybrid composites. *Dental Materials*, 30(2), 192–199. doi:10.1016/j.dental.2013.11.003
- El-Murr, J., Ruel, D., & St-Georges, A. J. (2011). Effects of external bleaching on restorative materials: a review. *Journal (Canadian Dental Association)*, 77, b59.
- Féliz-Matos, L., Hernández, L. M., & Abreu, N. (2014). Dental Bleaching Techniques; Hydrogen-carbamide Peroxides and Light Sources for Activation, an Update. Mini Review Article. *The Open Dentistry Journal*, 8, 264–8. doi:10.2174/1874210601408010264
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite - State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020
- Fronza, B. M., Rueggeberg, F. A., Braga, R. R., Mogilevych, B., Soares, L. E. S., Martin, A. A., ... Giannini, M. (2015). Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental Materials*, 31(12), 1542–1551. doi:10.1016/j.dental.2015.10.001
- Ghazal, M., & Kern, M. (2009). Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(1), 58–64. doi:10.1111/j.1365-2842.2008.01904.x

- Guo, J., Tian, B., Wei, R., Wang, W., Zhang, H., Wu, X., ... Zhang, S. (2014). Investigation of the time-dependent wear behavior of veneering ceramic in porcelain fused to metal crowns during chewing simulations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 40, 23–32. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.08.006
- Hannig, C., Duong, S., Becker, K., Brunner, E., Kahler, E., & Attin, T. (2007). Effect of bleaching on subsurface micro-hardness of composite and a polyacid modified composite. *Dental Materials*, 23(2), 198–203. doi:10.1016/j.dental.2006.01.008
- Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712–734. doi:10.1016/j.dental.2006.02.002
- Heymann, H. O., Swift Jr, E. J. & Ritter, A. V. (2013). Additional Conservative Esthetic Procedures. In *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (6th ed, pp. 296–338). Missouri: Elsevier Mosby.
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L. & Broome, J. C. (2013). Natural Tooth Bleaching. In *Summitt's fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach* (4th ed, pp. 2 – 8; 414 – 447). Quintessence Publishing Co Inc.
- Hirata, R., Kabbach, W., De Andrade, O. S., Bonfante, E. A., Giannini, M., & Coelho, P. G. (2015). Bulk Fill Composites: An Anatomic Sculpting Technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(6), 335–343. doi:10.1111/jerd.12159
- <http://multimedia.3m.com/mws/media/976404O/filtek-bulk-fill-posterior-instructions-for-use-western-europe.pdf>
- http://www.voco.com/pt/product/x_tra_fil/x-tra_fil_22spr_049.pdf
- Karadas, M., & Duymus, Z. Y. (2015). In Vitro Evaluation of the Efficacy of Different Over-the-Counter Products on Tooth Whitening. *Brazilian Dental Journal*, 26 (4), 373–377.

- Karadas, M., & Hatipoglu, O. (2015). Efficacy of mouthwashes containing hydrogen peroxide on tooth whitening. *Scientific World Journal*, 2015 (in press). doi:10.1155/2015/961403
- Kim, R. J. Y., Kim, Y. J., Choi, N. S., & Lee, I. B. (2015). Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 43(4), 430–439. doi:10.1016/j.jdent.2015.02.002
- Klapdohr, S., & Moszner, N. (2005). New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte Fur Chemie*, 136(1), 21–45. doi: 10.1007/s00706-004-0254-y
- Kwon, T. Y., Bagheri, R., Kim, Y. K., Kim, K. H., & Burrow, M. F. (2012). Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3(1), 3–16. doi:10.1111/j.2041-1626.2012.00114.x
- Leal, A., Paula, A., Ramalho, A., Esteves, M., Ferreira, M. M., & Carrilho, E. (2015). Roughness and microhardness of composites after different bleaching techniques. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 13(4), 381-388.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 993–1000. doi:10.1016/j.jdent.2014.05.009
- Leprince, J., Palin, W. M., Mullier, T., Devaux, J., Vreven, J., & Leloup, G. (2010). Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(5), 364–376. doi:10.1111/j.1365-2842.2010.02066.x

- Li, X., Pongprueksa, P., Meerbeek, B. V., & De Munck, J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 43(6), 664–672. doi:10.1016/j.jdent.2015.01.002
- Mantri, S. P., & Mantri, S. S. (2013). Management of Shrinkage Stresses in Direct Restorative Light-Cured Composites: A Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(5), 305–313. doi:10.1111/jerd.12047
- Mehl, C., Scheibner, S., Ludwig, K., & Kern, M. (2007). Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials*, 23(11), 1382–1389. doi:10.1016/j.dental.2006.11.026
- Mendes, A. P. K. F., Barceleiro, M. D. O., Reis, R. S. A. A. D., Bonato, L. L., & Dias, K. R. H. C. (2012). Changes in surface roughness and color stability of two composites caused by different bleaching agents. *Brazilian Dental Journal*, 23(6), 659–666. doi:10.1590/S0103-64402012000600006
- Orlowski, M., Tarczydlo, B., Chalas, R. (2015). Evaluation of Marginal Integrity of Four Bulk-Fill Dental Composite Materials : In Vitro Study. *The Scientific World Journal*, 2015: 1-7.
- Portugal. Diretiva 2011/84/EU do Conselho, de 20 de Setembro de 2011.
- Raabe, D., Alemzadeh, K., Harrison, A. J. L., & Ireland, A. J. (2009). The chewing robot: A new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 6050–6053. doi:10.1109/IEMBS.2009.5332590
- Ravindranath, V., Gosz, M., Santiago, E., Drummond, J. L., & Mostovoy, S. (2007). Effect of cyclic loading and environmental aging on the fracture toughness of dental resin composite. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 80(1), 226-235.

- Rosatto, C. M. P., Bicalho, A. A., Veríssimo, C., Bragança, G. F., Rodrigues, M. P., Tantbirojn, D., ... & Soares, C. J. (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry*, 43(12), 1519-1528.
- Ruben, J. L., Roeters, F. J. M., Montagner, A. F., & Huysmans, M. C. D. N. J. M. (2014). A multifunctional device to simulate oral ageing: the “Rub&Roll” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 30, 75–82. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.10.019
- Rues, S., Huber, G., Rammelsberg, P., & Stober, T. (2011). Effect of impact velocity and specimen stiffness on contact forces in a weight-controlled chewing simulator. *Dental Materials*, 27(12), 1267–1272. doi:10.1016/j.dental.2011.09.007
- Schuster, L., Rothmund, L., He, X., Landuyt, K. L. V., Schweikl, H., Hellwig, E., ... Högg, C. (2015). Effect of Opalescence^R bleaching gels on the elution of dental composite components. *Dental Materials*, 31(6), 745–757. doi:10.1016/j.dental.2015.03.016
- Scougall-Vilchis, R. J., Hotta, Y., Hotta, M., Idono, T., & Yamamoto, K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dental Materials*, 28(1), 102–112. doi:10.4012/dmj.28.102
- Sideridou, I. D., & Karabela, M. M. (2009). Effect of the amount of 3-methacyloxypropyltrimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites. *Dental Materials*, 25(11), 1315–1324. doi:10.1016/j.dental.2009.03.016

- Solá-Ruiz, M. F., Agustin-Panadero, R., Campos-Estelles, C., & Labaig-Rueda, C. (2015). Post-fatigue fracture resistance of metal core crowns: press-on metal ceramic versus a conventional veneering system. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(2), e278–e283. doi: 10.4317/jced.52267
- Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., & Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25(4), 494–499. doi: 10.1016/j.dental.2008.09.010
- Sulieman, M. A. M. (2008). An overview of tooth-bleaching techniques: Chemistry, safety and efficacy. *Periodontology 2000*, 48(1), 148–169. doi: 10.1111/j.1600-0757.2008.00258.x
- Taher, N. M. (2005). The effect of bleaching agents on the surface hardness of tooth colored restorative materials. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 6(2), 18–26.
- Tauböck, T. T., Tarle, Z., Marovic, D., & Attin, T. (2015). Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. *Journal of dentistry*, 43(11), 1358-1364.
- Tin-Oo, M. M., Saddki, N., & Hassan, N. (2011). Factors influencing patient satisfaction with dental appearance and treatments they desire to improve aesthetics. *BMC Oral Health*, 11(1), 6. doi: 10.1186/1472-6831-11-6
- Toh, W. S., Yap, A. U. J., & Lim, S. Y. (2015). In Vitro Biocompatibility of Contemporary Bulk-fill Composites. *Operative Dentistry*, 40(6):644-652. doi: 10.2341/15-059-L
- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 11(3), 162–167.

- Yeolekar, T. S., Chowdhary, N. R., Mukunda, K. S., & Kiran, N. K. (2015). Evaluation of Microleakage and Marginal Ridge Fracture Resistance of Primary Molars Restored with Three Restorative Materials: A Comparative in vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 8(2), 108–113. doi:10.5005/jp-journals-10005-1294
- Yu, H., Zhang, C. Y., Cheng, S. L., & Cheng, H. (2015). Effects of bleaching agents on dental restorative materials: A review of the literature and recommendation to dental practitioners and researchers. *Journal of Dental Sciences*, 10(4), 345–351. doi:10.1016/j.jds.2014.08.005
- Zuryati, A. G., Qian, O. Q., & Dasmawati, M. (2013). Effects of home bleaching on surface hardness and surface roughness of an experimental nanocomposite. *Journal of Conservative Dentistry*, 16(4), 356–361. doi:10.4103/0972-0707.114362